



# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE MATERIAIS NANOCERÂMICOS CAD/CAM UTILIZANDO UM SISTEMA ADESIVO ETCH-AND-RINSE DE TRÊS PASSOS E UMA RESINA COMPOSTA FLOWABLE COM ALTA PERCENTAGEM DE CARGA**

Trabalho submetido por  
**Rita Travassos de Almeida e Silva**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Setembro de 2016**





**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE MATERIAIS  
NANOCERÂMICOS CAD/CAM UTILIZANDO UM SISTEMA  
ADESIVO ETCH-AND-RINSE DE TRÊS PASSOS E UMA RESINA  
COMPOSTA FLOWABLE COM ALTA PERCENTAGEM DE  
CARGA**

Trabalho submetido por  
**Rita Travassos de Almeida e Silva**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**José João Baltazar Mendes**

**Setembro de 2016**



**“Faz da tua vida um sonho, e do sonho, realidade.”**

(Antoine de Saint-Exupéry)

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor José João Mendes por me ter aceite enquanto sua orientanda, pelo apoio e tempo disponibilizado. Por me fazer ver que é possível ultrapassar os obstáculos que se atravessam no meu caminho e pelo exemplo de motivação que representou ao longo de todo o meu percurso académico;

Ao Mestre Paulo Monteiro e ao Dr. João Rua, pelos ensinamentos constantes, pela paciência, pelo apoio e por me fazerem crescer enquanto profissional;

Ao Prof. Mário Polido, pela disponibilidade, ajuda e paciência no funcionamento dos equipamentos do laboratório de biomateriais;

Ao Prof. Alves Matos pela paciência e ajuda na compreensão e manipulação do microscópio electrónico de varrimento; ao Prof. Doutor Luís Proença e à Ana Amaro pela ajuda indispensável na compreensão do confuso mundo da análise estatística;

A toda a minha família, colegas e amigos, em especial à Inês Silva, pela partilha de conhecimentos e apoio constante neste grande desafio;

À Joana, a minha insubstituível amiga, pilar, conselheira e parceira de box, pela presença, confiança e apoio incondicional em todas as situações que tivemos de enfrentar ao longo destes cinco anos;

À Bruna e ao João, por me ajudarem a superar qualquer desafio, pelo apoio e partilha contínua de alegrias e tristezas ao longo do curso e por acreditarem sempre nas minhas capacidades;

Ao Pedro, pela ajuda incansável e insubstituível, pela enorme paciência, incentivo e apoio constante. Pela palavra e presença sempre alegre. Pela amizade, carinho e confiança depositada em mim e por cada dia me fazeres crescer enquanto pessoa;

Aos meus pais e irmã pela vossa palavra de apoio, de força e de orientação. Pelo amor e carinho incondicional. Por estarem sempre comigo em qualquer situação e acreditarem, acima de tudo, nas minhas capacidades. Por descobrirem, lutarem, tornarem possível e partilharem comigo este sonho;

A todos, o meu maior obrigada!

## RESUMO

**Objectivos:** Avaliar *in vitro* a resistência adesiva ( $\mu$ TBS) entre diferentes materiais nanocerâmicos e a dentina seguindo o mesmo protocolo adesivo.

**Materiais e métodos:** Vinte e cinco molares, livres de cárie, foram submetidos ao Selamento Imediato de Dentina (IDS), após a exposição da dentina média. Após 24 horas, foram aleatoriamente divididos em cinco grupos, de acordo com os blocos CAD/CAM de cerâmica híbrida (VITA Enamic) e de resina nanocerâmica (Lava Ultimate, Cerasmart e BRILLIANT Crios) utilizados e, ainda, por um grupo controlo de resina composta (GRADIA), confeccionado através de um molde de silicone de iguais dimensões aos blocos pré-fabricados. Todos os grupos seguiram o protocolo de tratamento de superfície das restaurações indirectas.

Os blocos foram posteriormente cimentados às coroas com resina composta *flowable* com alta percentagem de carga G-aenial Universal Flo (GC). Após 24 horas, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada a baixa rotação, na direcção X e Y, obtendo palitos com a secção de  $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ . Os palitos foram traccionados numa máquina de testes universal à velocidade de 1 mm/min. Na análise estatística utilizou-se o ANOVA one-way e testes post-hoc com  $p \leq 0,05$  (SPSS20.0).

**Resultados:** Os valores mais elevados de adesão foram obtidos nos grupos de resina nanocerâmica S1G2 e S1G3 e os mais baixos no grupo S2G4, de resina híbrida, verificando-se, entre estes, diferenças estatisticamente significativas ( $p=0,000$ ).

**Conclusão:** A resistência adesiva ( $\mu$ TBS) entre os materiais restauradores utilizados e a dentina, mostra diferenças utilizando a mesma resina para cimentação.

**Palavras-chave:** Protocolo adesivo, Resina nanocerâmica, Resina híbrida, Resina Indirecta.

## ABSTRACT

**Objectives:** To evaluate the bond strength ( $\mu$ TBS) between different nanoceramic materials and dentin *in vitro* following the same adhesive protocol.

**Materials and methods:** Twenty-five molars, caries free, were submitted to immediate dentin sealing (IDS), after exposure of medium dentin. After 24 hours, they were randomly divided in five groups, according to hybrid ceramic (VITA Enamic) and nanoceramic resin (Lava Ultimate, Cerasmart and BRILLIANT Crios) CAD/CAM blocks used and, more, a composite control group (GRADIA) made through a silicon form equally dimensioned to the prefabricated blocks. All groups followed the indirect restauration surface treatment protocol.

The blocks were after cemented to the crowns with a highly filled flowable composite G-aenial Universal Flo (GC). After 24 hours, the specimens were sectioned with a low rotation speed diamond blade, in X and Y directions, obtaining sticks with a  $1\pm 0,2$  mm<sup>2</sup> section. The sticks were tensioned in a universal testing machine at 1mm/min rate. For the statistical analysis, ANOVA one-way and *post-hoc* with  $p\leq 0,05$  (SPSS20.0) tests were used.

**Results:** The highest levels of adhesion were obtained in the groups of nanoceramic resin S1G2 and S1G3 and the lowest in the hybrid resin group S2G4. Statistically significant differences were verified between them ( $p=0,000$ ).

**Conclusion:** The bond strength ( $\mu$ TBS) between the different restorative materials used and dentin, shows differences when the same lutting resin is applied.

**Key-words:** Adhesive protocol; Nanoceramic resin; Hybrid resin; Indirect composite.



## ÍNDICE GERAL

|   |    |
|---|----|
| I. Introdução .....   | 9  |
| 1. Dentina.....   | 9  |
| 1.1 Propriedades Físicas.....                                 | 9  |
| 1.2 Propriedades Químicas.....                                | 10 |
| 1.3 Túbulos Dentinários e Permeabilidade da Dentina.....      | 11 |
| 1.4 Dentina Peritubular e Intertubular.....                   | 13 |
| 1.5 Tipos de Dentina .....                                    | 14 |
| 2. Adesão.....  | 15 |
| 2.1 Mecanismo de Adesão .....                                 | 16 |
| 2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos.....                  | 16 |
| 2.3 Adesão à Dentina .....                                    | 21 |
| 3. Selamento Imediato da Dentina (IDS).....                   | 25 |
| 3.1 Métodos Disponíveis e Vantagens .....                     | 25 |
| 3.2 Procedimento Clínico.....                                 | 28 |
| 4. Restaurações Indirectas.....                               | 31 |
| 4.1 Classificação das Restaurações Indirectas .....           | 32 |
| 5. CAD/CAM.....   | 33 |
| 5.1 Evolução dos Materiais CAD/CAM .....                      | 34 |
| 5.2 Tipos de Materiais CAD/CAM e Respectivas Vantagens .....  | 34 |
| 5.3 Tratamento de Superfícies e Protocolo de Cimentação ..... | 39 |
| 6. Testes de Microtracção .....                               | 42 |
| II. Objectivo.....  | 45 |
| III. Hipóteses de Estudo .....                                | 46 |
| IV. Materiais e Métodos .....                                 | 47 |
| V. Análise Estatística .....                                  | 58 |
| VI. Resultados .....  | 59 |
| VII. Discussão .....  | 64 |
| VIII. Conclusões.....   | 71 |
| IX. Bibliografia.....   | 74 |
| X. Anexos   |    |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 1</b> - SEM de um dente fracturado que mostra os túbulos dentinários (DT) com a dentina peritubular (PT) e dentina intertubular (ID). (Mjör, 2009) .....  | 13 |
| <b>Figura 2</b> - Estratégias de adesão actuais. (Perdigão, 2007) .....   | 17 |
| <b>Figura 3</b> – Interacção de um sistema adesivo <i>etch-and-rinse</i> de dois passos com a dentina. (Perdigão, 2007) .....   | 18 |
| <b>Figura 4</b> – Interacção de um sistema adesivo <i>self-etch</i> de dois passos com a dentina. (Perdigão, 2007) .....  | 20 |
| <b>Figura 5</b> - (a) <i>Smear layer</i> e <i>smear plugs</i> dentinários (SEM). (Sezinando, 2014). (b) Espessura da <i>smear layer</i> que cobre a dentina após a utilização de um <i>self-etching primer</i> (SEM). SL = <i>smear layer</i> ; SP = <i>smear plug</i> ; Int = Dentina intertubular; P = Dentina peritubular; T = Túbulo dentinário; S = <i>primer</i> impregnado na <i>smear layer</i> ; Setas = fibras de colagénio expostas pela acidez do <i>primer</i> . (Perdigão <i>et al.</i> , 2013) .....   | 22 |
| <b>Figura 6</b> - Imagem SEM da interface dentina-resina da dentina primária aderida (a) com um sistema adesivo <i>etch-and-rinse</i> , com uma camada híbrida espessa e <i>resin tags</i> em forma de cone e com ramificações laterais nos túbulos dentinários e (b) aderida com um sistema adesivo <i>self-etch</i> , com uma camada híbrida fina e sem ramificações laterais. H = Camada híbrida; R = Resin tags; Setas = Ramificações laterais nos túbulos dentinários. (Thanaratikul <i>et al.</i> , 2016) ..... | 24 |
| <b>Figura 7</b> - Dentina antes (a) e após (b) a aplicação da técnica IDS com o adesivo Optibond™ FL. (Magne & Nielsen, 2009) .....   | 27 |
| <b>Figura 8</b> - (a) Ilustração esquemática da microestrutura de um compósito com partículas dispersas (incorporadas através de mistura) vs uma PICN. (Mainjot <i>et al.</i> , 2016). (b) Estrutura de uma PICN. (Coldea <i>et al.</i> , 2013) .....   | 37 |
| <b>Figura 9</b> - Imagem SEM de uma fractura adesiva com a resina de cimentação na superfície da dentina .....  | 42 |
| <b>Figura 10</b> - Dente no suporte de acrílico e no micrótopo com as referências das zonas de corte e preenchimento da câmara pulpar com cola de cianoacrilato .....   | 48 |
| <b>Figura 11</b> - Dente cortado e formação de <i>smear layer</i> com o disco de lixa SiC de grão 600 .....   | 49 |
| <b>Figura 12</b> - Esquematização do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL (Kerr) .....   | 50 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 13</b> - Marcas CAD/CAM e resina composta utilizada para a confecção dos blocos de resina e blocos finais com 6 mm de altura .....  | 51 |
| <b>Figura 14</b> - Condicionamento do bloco VITA Enamic com ácido hidrofluorídrico a 4,5% .....   | 52 |
| <b>Figura 15</b> - Esquema representativo do procedimento de tratamento de superfície dos blocos CAD/CAM e de resina composta. A = Adesivo; S = Silano. (Adaptado de Inês Santos, 2014) .....   | 53 |
| <b>Figura 16</b> - Produtos utilizados na preparação dos dentes e dos blocos de resina: partículas de óxido de alumínio (Cojet), ácido ortofosfórico, agente silano (apenas nos blocos) e o adesivo Optibond™ FL (Kerr) .....   | 54 |
| <b>Figura 17</b> - Cimentação dos blocos com a resina composta <i>flowable</i> com alta percentagem de carga G-aenial Universal Flo (com peso de 750 g) e a amostra final .....   | 54 |
| <b>Figura 18</b> - Esquema representativo dos procedimentos de preparação da superfície dentária aplicados antes da cimentação da restauração, cimentação da restauração e representação do teste de microtracção. P = Primer; A = Adesivo. (Adaptado de Inês Santos, 2014) ..... | 55 |
| <b>Figura 19</b> - Palito colado no <i>jig</i> de aço inoxidável de Geraldeli com o auxílio de cola de cianocrilato (Zapit®), após o teste em tensão numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan) .....  | 56 |
| <b>Figura 20</b> - Análise dos tipos de fractura: adesiva, coesiva no CAD/CAM, coesiva no substrato e mista. (Gilbert <i>et al.</i> , 2016) .....   | 56 |
| <b>Figura 21</b> – Número de amostras presente em cada grupo de teste .....   | 59 |
| <b>Figura 22</b> – Esquematização das médias e dos desvios padrão das forças 8MPa) em cada grupo de teste .....   | 60 |
| <b>Figura 23</b> – Esquematização dos tipos e percentagens de fracturas existentes em cada grupo de teste .....   | 63 |

## ÍNDICE DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| <b>Tabela 1</b> - Composição básica da dentina mineralizada. (Adaptado de Carvalho <i>et al.</i> , 2012) .....   | 11 |
| <b>Tabela 2</b> - Características dos blocos de resina. RNC = Resina Nanocerâmica; RC = Resina Composta; CH = Cerâmica Híbrida; RF = Resina Fluída; ET = Elevada Temperatura; ETP = Elevada Temperatura e Pressão. (Acar <i>et al.</i> , 2015; Al-Harbi <i>et al.</i> , 2015; Jang <i>et al.</i> , 2015; Mainjot <i>et al.</i> , 2016; Sumino <i>et al.</i> , 2013; Stawarczyk <i>et al.</i> , 2015) ..... | 51 |
| <b>Tabela 3</b> – Materiais utilizados no protocolo adesivo .....  | 57 |
| <b>Tabela 4</b> – Resumo do processamento de casos .....   | 59 |
| <b>Tabela 5</b> - Resultados das médias e dos desvios padrão das forças (MPa) em cada grupo de teste .....   | 60 |
| <b>Tabela 6</b> - Teste de homogeneidade de variâncias .....   | 61 |
| <b>Tabela 7</b> - Anova de Welch .....   | 61 |
| <b>Tabela 8</b> - Comparações múltiplas das significâncias dos grupos testados.....  | 61 |
| <b>Tabela 9</b> - Testes Qui-quadrado.....   | 62 |

## LISTA DE ABREVIATURAS

**Bis-GMA** - bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

**Bis-MEPP** – bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado

**CAD/CAM** - *Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing*

**CES** - Cerasmart

**DBA** – *Dentin Bonding Agent* (Agente Adesivo de Dentina)

**DDS** – *Delayed Dentin Sealing* (Selamento Tardio de Dentina)

**DMA** - dimetacrilato

**ENA** – *Enamic*

**g** – grama

**GPa** – Gigapascals

**GPDM** – glicerol-fosfato-1.3 dimetacrilato

**HEMA** – 2-hidroxietil metacrilato

**IDS** – *Immediate Dentin Sealing* (Selamento Imediato de Dentina)

**JAD** – junção amelodentinária

**KN** - Kilonewton

**mm** – milímetro

**mm<sup>2</sup>** – milímetro quadrado

**mm/min** – milímetro por minuto

**MPa** – MegaPascals

**mW/cm<sup>2</sup>** – mili Watts por centímetro quadrado

**nm** – nanómetro

**PIC** - *Interpenetrating Phase Composites* (Compósito de fase interpenetrante)

**PICN** – *Polymer-Infiltrated Ceramic Network*

**RNC** – Resina Nanocerâmica

**SEM** – Scanning Electron Microscope

**SPSS** - *Statistical Package for the Social Sciences*

**TEGDMA** - trietilenoglicol dimetacrilato

**UDMA** – uretano dimetacrilato

**vs** - versus

**μm** – micrómetro

**μTBS** – Microtensile bond strength

## I. Introdução

### 1. Dentina

A dentina constitui a maior porção da estrutura dentária abrangendo quase a totalidade do comprimento do dente. Apresenta uma estrutura tubular que está intimamente relacionada com o tecido pulpar e deve ser considerada como uma extensão fisiológica da polpa. Ambas as estruturas encontram-se externamente protegidas por uma dura camada de esmalte (Carrillo, 2006; Carvalho, Tjäderhane, Manso, Carrilho & Carvalho, 2012; Perdigão, Swift & Walter, 2013).

Os principais componentes da dentina são o cálcio e o fosfato, e os cristais de hidroxiapatite apresentam um tamanho menor que os que constituem o esmalte dentário (Carrillo, 2006).

Externamente é limitada por dois tipos diferentes de tecido. Na porção coronária é constituída por esmalte, uma estrutura altamente mineralizada e protectora, enquanto que, na porção radicular é constituída por cimento, um tecido implicado na função de suporte e conexão do dente ao alvéolo dentário. Internamente a dentina é o tecido que forma as paredes da cavidade pulpar (da câmara pulpar e dos canais pulpares) (Goldberg, Kulkarni, Young & Boskey, 2011, Perdigão *et al.*, 2013).

Contrariamente à formação do esmalte, a dentina continua a ser formada após a erupção dentária e durante a vitalidade da polpa (Goldberg *et al.*, 2011; Perdigão *et al.*, 2013).

#### 1.1 Propriedades Físicas

A dentina apresenta-se como um tecido conectivo mineralizado, duro, elástico, poroso e avascular que envolve a câmara pulpar (Love, 2004; de Oliveira, Diniz, Svizero, D'Alpino & Pegoraro, 2010).

A resistência da dentina depende da sua localização e da orientação dos túbulos dentinários. Os valores da dureza estão, por sua vez, dependentes da localização da dentina, conforme o nível de proximidade desta com a polpa e a sua relação com a densidade tubular (Fuentes, 2004).

Enquanto que a dentina intertubular apresenta uma menor dureza perto da polpa quando comparada com a que se encontra perto da junção amelodentinária (JAD), a dureza da dentina peritubular não depende da sua localização. No entanto, Kinney *et al.* (1996), demonstraram que a dentina peritubular apresenta maior dureza quando comparada com a dentina intertubular (Fuentes, 2004; Marshall, Marshall, Kinney & Balooch, 1997).

Segundo Kinney *et al.* (1996), o módulo de elasticidade da dentina varia de acordo com a percentagem de água e de matéria orgânica que esta contém, sendo que a dentina mineralizada é considerada relativamente rígida. A dentina peritubular apresenta maior rigidez que a dentina intertubular, e o seu módulo de elasticidade é mais uniforme em comparação com a última, cujo módulo varia em função da distribuição da hidroxiapatite na matriz de colagénio (Fuentes, 2004).

As variações observadas na composição da dentina e na orientação e distribuição dos túbulos dentinários, resultam em diferenças significativas das suas propriedades mecânicas. Deste modo, processos fisiológicos e patológicos, como o envelhecimento, a esclerose e leões de cárie, podem induzir alterações nestas propriedades (Carvalho *et al.*, 2012).

## 1.2 Propriedades Químicas

A dentina humana é composta por aproximadamente 70% de matéria inorgânica, 18% de matéria orgânica e 12% de água, referindo-se a valores de peso, o que a caracteriza como sendo um substrato heterogéneo (Carvalho *et al.*, 2012; de Oliveira *et al.*, 2010) (Tabela 1).

Aquando a consideração de volumes, é composta em cerca de 50% por matéria inorgânica, formada principalmente por cristais de hidroxiapatite (ricos em carbono e



pobres em cálcio), 30% de matéria orgânica, que apresenta como principal componente as fibras de colagénio tipo I, e em menor quantidade outros tipos de colagénio (III, V e VI), proteínas e proteoglicanos, e 20% de fluído, semelhante ao plasma sanguíneo (Love, 2004; Marshall *et al.*, 1997; Mjör, 2009) (Tabela 1).

O tecido orgânico e a água ocupam a maior parte da dentina. No entanto, estas percentagens podem variar dependendo da localização e da condição deste tecido. Por exemplo, quando a dentina se encontra desmineralizada, a concentração da água aumenta significativamente de 20% para 50-70% de volume, levando a que seja produzida uma alteração significativa na composição da dentina que terá implicações profundas nas propriedades mecânicas desta, como em todo o processo adesivo (Carvalho *et al.*, 2012).

|             | Matriz Inorgânica | Matriz Orgânica | Água |
|-------------|-------------------|-----------------|------|
| % de peso   | 70                | 18              | 12   |
| % de volume | 30-50             | 30-50           | 20   |

**Tabela 1** - Composição básica da dentina mineralizada. (Adaptado de Carvalho *et al.*, 2012)

### 1.3 Túbulos Dentinários e Permeabilidade da Dentina

A dentina é caracterizada pela presença de pequenos e múltiplos túbulos dentinários dispostos muito próximos entre si e preenchidos por fluido dentinário. Estes estendem-se através de toda a largura deste tecido, desde a JAD até à polpa, tornando a dentina num substrato naturalmente húmido (Carrillo, 2006; Mjör, 2009; de Oliveira *et al.*, 2010; Perdigão *et al.*, 2013).

A deposição de dentina peritubular no interior do túbulo resulta num estreitamento deste, e é mais avançada na camada de dentina superficial que na camada que se encontra mais perto do complexo pulpar, apresentando uma forma cónica. Desta forma, os túbulos dentinários encontram-se mais separados e com menor diâmetro na JAD, com cerca de 0,5 a 0,9  $\mu\text{m}$ , aumentando para 2 a 3  $\mu\text{m}$  de diâmetro quanto mais se aproximam da polpa, apresentando também, nesta zona, uma maior relação de proximidade entre si (Carrillo, 2006; Love, 2004; Mjör, 2009; Perdigão *et al.*, 2013).

A área relativa de dentina ocupada pelos túbulos aumenta por mm<sup>2</sup> de cerca de 15.000 a 20.000 na JAD para 45.000 a 65.000 na polpa (ocupando 1% e 22% da superfície dentinária, respectivamente) (Carvalho *et al.*, 2012; Love, 2004; Marshall *et al.*, 1997; Perdigão *et al.*, 2013; Swift, 2002).

O número médio de túbulos na dentina coronal, cervical ou radicular é semelhante ao longo da vida. No entanto, na dentina apical este número encontra-se reduzido, sugerindo que a formação de dentina peritubular ocorre com maior rapidez nesta zona e progride em direcção à coroa à medida que o dente vai sofrendo maturação (Love, 2004).

Quando à sua forma, na coroa do dente apresentam uma ligeira curva em forma de S obtendo, no entanto, uma estrutura mais recta nas margens incisais, cúspides e superfícies radiculares. Adquirem por fim, nas suas terminações, uma posição perpendicular à JAD. No entanto, um tipo específico de dentina (terciária ou reparativa) formada devido a um estímulo nódico, não apresenta uma forma tubular regular (Love, 2004; Perdigão *et al.*, 2013).

O fluido dentinário, semelhante ao plasma, existente nos túbulos está sob uma pressão leve e constante dirigida para fora, vinda da polpa (Swift, 2002).

A permeabilidade refere-se ao estado ou à qualidade de ser aberta uma passagem, em especial de fluídos, iões, bactérias e partículas diminutas (Mjör, 2009). Esta não é uniforme ao longo do dente, sendo que, a dentina coronária apresenta maior permeabilidade que a dentina radicular, estando também presente em cada uma delas algumas variações (Perdigão *et al.*, 2013).

A permeabilidade dentinária varia consoante as diferentes zonas do dente e do número de túbulos presentes e o conteúdo destes e vai depender da espessura da dentina remanescente e do diâmetro dos túbulos. Como os túbulos são mais curtos, numerosos e largos perto da polpa, a dentina profunda é uma barreira pulpar menos efectiva quando comparada com a dentina superficial (Love, 2004; Perdigão *et al.*, 2013).

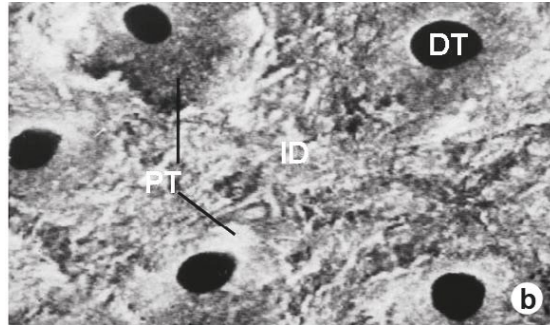
Com o tempo, o complexo pulpo-dentinário está sujeito a sofrer diversas modificações. Ocorre um processo natural de envelhecimento que é caracterizado pela deposição contínua de dentina peritubular que resulta numa redução gradual no diâmetro dos

túbulos. Como consequência, a dentina aumenta a sua fragilidade e ocorre uma diminuição gradual da sua permeabilidade (Carrillo, 2006).

#### 1.4 Dentina Peritubular e Intertubular

Os túbulos dentinários estão rodeados por uma matriz de dentina peritubular, também denominada de intratubular, e esta por sua vez, encontra-se embebida numa matriz intertubular, que é o corpo principal da dentina (Carrillo, 2006; Goldberg *et al.*, 2011) (Figura 1).

Estes dois componentes mineralizados da dentina sofrem mineralização durante a dentinogénese, na mesma altura, no entanto, são resultado de dois tipos diferentes de mineralização. Ambas são estruturas primárias de desenvolvimento da porção primária da dentina (Goldberg *et al.*, 2011; Mjör, 2009).



**Figura 1** - SEM de um dente fracturado que mostra os túbulos dentinários (DT) com a dentina peritubular (PT) e dentina intertubular (ID). (Mjör, 2009)

Quanto a sua estrutura e composição, a dentina intertubular é rica em matéria orgânica e é formada por colagénio do tipo I em cerca de 90% da sua composição e desempenha um papel fundamental nos procedimentos adesivos. A dentina peritubular é altamente mineralizada quando comparada com a intertubular (com 95% e 30% de volume, respectivamente), e carece deste tipo de fibras. O processo de mineralização de dentina peritubular na dentina radicular aumenta com a idade, causando uma diminuição do tamanho dos túbulos, podendo vir a desencadear uma completa obliteração destes

(Carvalho *et al.*, 2012; Goldberg *et al.*, 2011; Love, 2004; Mjör, 2009; Perdigão *et al.*, 2013).

As localizações destes dois tipos de dentina também variam ao longo do dente, sendo que a dentina intertubular está presente em cerca de 12% na pré-dentina e 96% perto da JAD, enquanto que a dentina peritubular varia de 3 a 60% na JAD (Marshall *et al.*, 1997).

### 1.5 Tipos de Dentina

Durante a odontogénese, os odontoblastos são elementos fundamentais para a formação da dentina primária, até ao momento em que o dente se torna funcional. Assim, a dentina primária é formada durante a odontogénese ao contrário da dentina secundária, que se começa a formar após a formação completa da raiz, enquanto o dente ainda se encontra incluso nos maxilares, continuando este processo lentamente após a erupção dentária (Mjör, 2009; Simon, Lumley, Cooper, Berdal, Machtou & Smith, 2010).

A formação de ambos os tipos de dentina é controlada pelos odontoblastos, que são a principal estrutura deste tecido, no entanto apresentam uma secreção mais activa na formação da dentina primária. Os túbulos dentinários estão dispostos continuamente. As dentinas primárias e secundárias controlam a forma que o dente vai adquirir e são responsáveis pela progressão e pela lenta redução do tamanho da câmara pulpar e dos canais radiculares ao longo da vida (Mjör, 2009; Simon *et al.*, 2010).

A dentina terciária surge como resposta a um estímulo externo (como lesões de cárie ou de abrasão), de forma a proteger a polpa subjacente e fica limitada à extensão deste. Após a destruição dos odontoblastos primários, é formada por odontoblastos secundários que se diferenciaram de células pulpares indiferenciadas. Apresenta uma estrutura irregular e com localização unicamente nos túbulos dentinários afectados pelo estímulo que desencadeou a sua formação (Mjör, 2009; Simon *et al.*, 2010).

A primeira parte da formação deste tipo de dentina ocorre no momento de diferenciação dos odontoblastos secundários, informação que se torna relevante aquando a consideração da permeabilidade da dentina, uma vez que a dentina terciária não é formada pelo mesmo

tipo de odontoblastos que formam os outros dois tipos de dentina. Visto que os túbulos da dentina primária e secundária não dão continuidade à formação da dentina terciária, isto leva a uma modificação na sua permeabilidade que começa a comportar-se como uma barreira a qualquer penetração de dentina periférica (Mjör, 2009).

A dentina terciária pode ser de dois tipos, reaccional ou reparativa. A dentina reaccional surge como resposta a um estímulo que não causa a morte dos odontoblastos, pelo que é sintetizada por estes. A dentina reparativa surge como resposta a um estímulo mais intenso, em que a sobrevivência dos odontoblastos se encontra comprometida, não resultando, a sua secreção, da actividade dos odontoblastos ou das células associadas (Goldberg *et al.*, 2011; Simon *et al.*, 2010).

A dentina radicular é formada durante a erupção dentária. Os seus túbulos encontram-se mais separados entre si e são caracterizados pela abundância das suas ramificações, diferindo dos da dentina coronal. Algumas zonas da dentina radicular apresentam poucos túbulos, o que pode afectar a permeabilidade da dentina (Mjör, 2009).

## **2. Adesão**

“A evolução da Medicina Dentária tem proporcionado o aparecimento de novas técnicas restauradoras e de materiais inovadores. Com o desenvolvimento dos materiais restauradores estéticos, os sistemas adesivos tornaram-se elementos fundamentais em diversas aplicações clínicas, sendo responsáveis pela união do material restaurador às estruturas dentárias”.

A adesão é definida como a propriedade pela qual os átomos ou as moléculas de duas superfícies, semelhantes ou diferentes, se unem, mantendo-se em íntimo contacto devido às forças intermoleculares existentes entre si (de Oliveira *et al.*, 2010).

## 2.1 Mecanismo de Adesão

A adesão ao esmalte e à dentina é essencialmente conseguida por um mecanismo que substitui o composto mineral, removido da superfície dentária, por monómeros de resina que se infiltram e são polimerizados nas porosidades que foram criadas, promovendo desta forma uma adesão micromecânica (Cardoso, Neves, Mine, Coutinho, Landuyt, De Munck & Van Meerbeek, 2011; Carvalho *et al.*, 2012; de Oliveira *et al.*, 2010).

Neste processo é, então, formado um novo “biocompósito”, composto por fibras de colagénio e resina polimerizada. Não é esperado que este material seja reabsorvido e substituído por tecido dentinário, mas sim, que forme uma conexão estreita e permanente entre a dentina e as resinas compostas (Carvalho *et al.*, 2012).

O sucesso clínico dos procedimentos restauradores depende da efectividade e da durabilidade de uma união eficaz entre a interface restauração/dente. Desta forma torna-se necessário o conhecimento sobre as estruturas dentárias nos quais os sistemas adesivos vão ser aplicados, como também o mecanismo que origina esta união, para que os sistemas adesivos desenvolvidos tenham propriedades compatíveis com as estruturas dentárias (Martins, Franco, Godoy, Maluf, Gomes & Gomes, 2008; de Oliveira *et al.*, 2010).

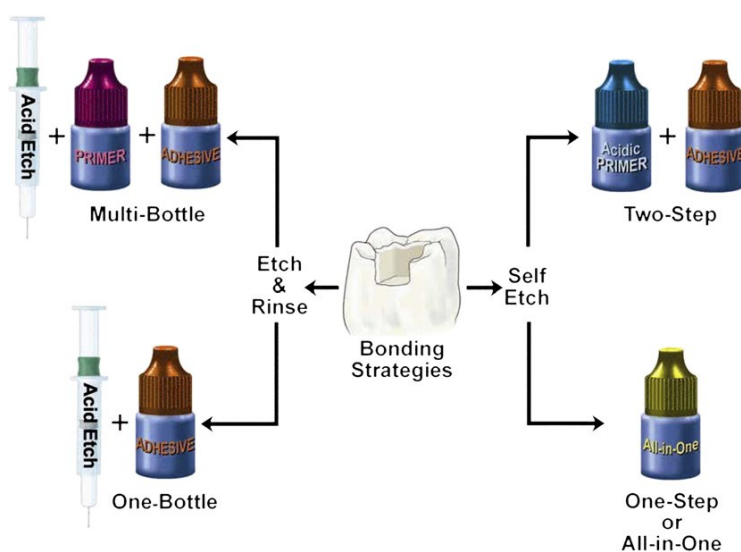
## 2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos

Os sistemas adesivos são os materiais responsáveis por produzir a adesão do material restaurador à estrutura dentária. São a combinação dos monómeros resinosos de diferentes pesos moleculares e de diferentes viscosidades, juntamente com diluentes resinosos e solventes orgânicos, como a acetona, o etanol ou a água.

Os monómeros resinosos podem ser hidrofílicos, permitindo que o adesivo seja compatível com a humidade natural do substrato dentinário, ou hidrofóbicos. Estes últimos apresentam um maior peso molecular, uma maior viscosidade e vão conferir uma maior resistência mecânica e estabilidade ao material restaurador (de Oliveira *et al.*, 2010).

Todos os sistemas adesivos contêm três componentes essenciais que completam a estratégia de adesão: o agente condicionador (substância de natureza ácida), o *primer* (agente promotor da adesão) e o agente adesivo ou *bond* (resina adesiva). Estes componentes podem ser comercializados de forma individual ou combinada (El Zohairy, De Gee, Mohsen & Feilzer, 2005; Fecury, Belém, Tourinho, Penildo & Cruz, 2007; Silva e Souza Jr., Carneiro, Lobato, Silva e Souza & Goes, 2010).

De acordo com a classificação os sistemas adesivos podem ser divididos em convencionais e auto-condicionantes, consoante a sua interacção com as estruturas dentárias e a interacção com a *smear layer* (Oliveira *et al.*, 2010; Perdigão, 2007). Por sua vez cada um deles é subdividido tendo em conta o número de passos clínicos executados na sua aplicação (Breschi, Mazzoni, Ruggeri, Cadenaro, Lenarda e Dorigo, 2007) (Figura 2).



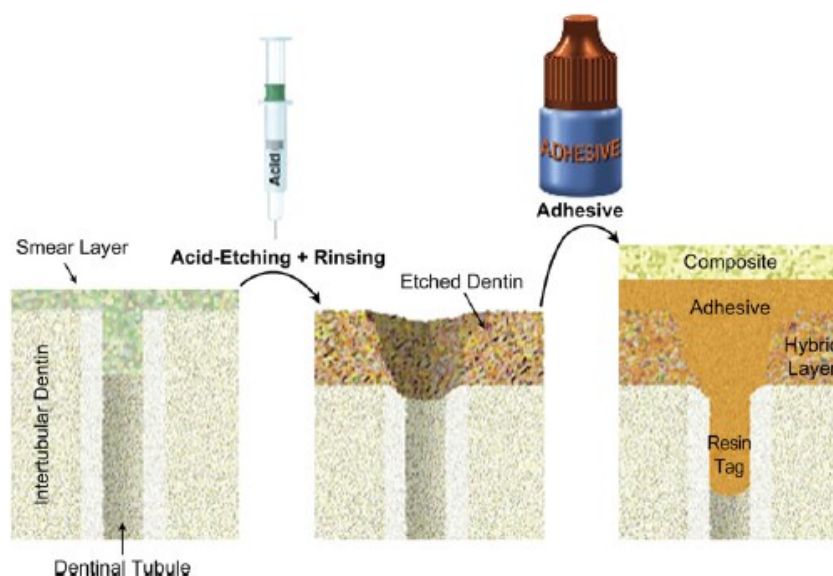
**Figura 2** – Estratégias de adesão actuais. (Perdigão, 2007)

### 2.2.1 Sistemas Adesivos Convencionais: *Etch-and-rinse*

Nos sistemas adesivos convencionais, também designados como *etch-and-rinse* ou *total-etch*, realiza-se um condicionamento da dentina ou do esmalte com uma substância ácida (ácido ortofosfórico em concentrações entre os 30% e 37%, durante 15 segundos),

previamente ao procedimento adesivo propriamente dito, como passo operatório isolado dos restantes passos clínicos (Martins *et al.*, 2008; de Oliveira *et al.*, 2010).

Estes adesivos consistem numa remoção completa da *smear layer* e na desmineralização da superfície dentinária intacta através de uma lavagem obrigatória, com água, após a aplicação do ácido, seguida de secagem e aplicação do *primer* e da resina adesiva, com a uma fotopolimerização final para terminar o procedimento (de Oliveira *et al.*, 2010; Tay & Pashley, 2001; Thanaratikul, Santiwong & Harnirattisai, 2016) (Figura 3).



**Figura 3** – Interação de um sistema adesivo *etch-and-rinse* de dois passos com a dentina. (Perdigão, 2007)

A técnica adesiva que usa o ácido ortofosfórico como condicionador de superfície exige um maior número de passos clínicos e um tempo de aplicação mais longo, aumentando, desta forma, a probabilidade de erros. Apresenta-se como uma técnica sensível devido à potencial discrepância existente entre a profundidade do condicionamento com ácido e uma incompleta impregnação do adesivo nas redes de fibras de colagénio da dentina desmineralizada, associada com a falta de selamento marginal. A hipersensibilidade pós-operatória, aparece, deste modo, na literatura, como a maior inconveniência associada a esta técnica (Delbons, Perdigão, Araujo, Freire, Caldas, Cardoso, Pagani, Borges & Lima, 2015; Jang, Lee, Woo, Lee, Yi & Kim, 2016; Martins *et al.*, 2008).



Desta forma, quando aplicamos este tipo de sistemas temos de ter em consideração alguns aspectos que podem comprometer o procedimento adesivo ou influenciar o seu desempenho. Após o condicionamento ácido, a água deve ser removida, no entanto o substrato não pode ser excessivamente seco de forma a evitar o colapso das fibras de colagénio, o que iria dificultar a penetração do adesivo. Em contrapartida, em caso de excesso de humidade, poderia desencadear uma alteração da composição do adesivo ou até mesmo da acção dos seus componentes, pelo que o seu controlo pode ser crítico ao usar os sistemas adesivos convencionais (Martins *et al.*, 2008).

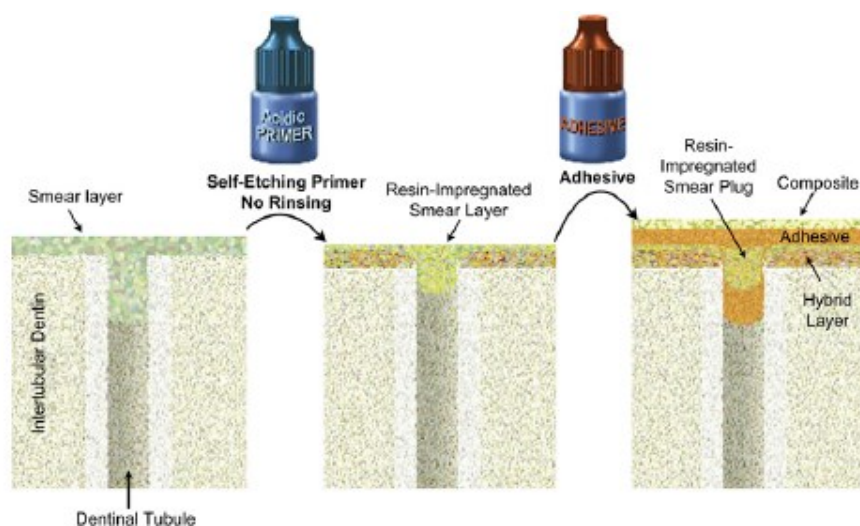
Quando classificamos o sistema quanto ao número de passos clínicos, os adesivos *etch-and-rinse* podem ser de dois ou de três passos, dependendo se o *primer* e o adesivo se encontram combinados num único frasco ou separados, respectivamente (Cardoso *et al.*, 2011; de Oliveira *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2010).

### 2.2.2 Sistemas Adesivos Auto-condicionantes: *Self-etch*

Os adesivos auto-condicionantes, ou *self-etch*, aparecem como uma alternativa contendo como base monómeros acídicos (*primer* combinado com o ácido), que devido à sua acidez intrínseca, possuem a capacidade de ao mesmo tempo que desmineralizam as estruturas dentárias permitem que o *primer* se penetre nos túbulos dentinários. Ou seja, a hibridação ocorre paralelamente ao condicionamento, permitindo que este ocorra em simultâneo à preparação da superfície dentária, diminuindo os riscos de discrepância entre os dois processos (El Zohairy *et al.*, 2009; Martins *et al.*, 2008; Silva *et al.*, 2010; Van Meerbeek, De Munck, Yoshida, Inoue, Vargas, Vijay, Landuyt, Lambrechts & Vanherle, 2003) (Figura 4).

Desta forma aderem à dentina por meio da *smear layer* que não é removida, porém dissolvida, não existindo a necessidade de lavagem e secagem, eliminando, por sua vez o risco de sobrecondicionar, secar ou humedecer excessivamente a dentina. Deste modo são prevenidas dificuldades técnicas, como a dentina desidratada ou húmida e uma incompleta interpenetração do adesivo (Perdigão *et al.*, 2013; Martins *et al.*, 2008) (Figura 4).

O processo adesivo é completado através da aplicação de um agente de adesão de baixa viscosidade, que copolimeriza juntamente com a resina presente no *primer*, resultando na formação de uma fina camada híbrida, possuindo, no entanto, uma forte adesão entre a dentina e a resina (El Zohairy *et al.*, 2009) (Figura 4).



**Figura 4** – Interacção de um sistema adesivo *self-etch* de dois passos com a dentina. (Perdigão, 2007)

Estes adesivos podem ser classificados como *primers* autocondicionantes de dois passos e adesivos all-in-one de um único passo, dependendo se o *primer* ácido se encontra separado da resina adesiva ou combinado com esta num único frasco, permitindo desta forma, uma única aplicação (Breschi *et al.*, 2007; Cardoso *et al.*, 2011; Martins *et al.*, 2008, Silva *et al.*, 2010).

Para além da classificação anterior, estes sistemas podem ainda ser classificados consoante o seu grau de acidez em: fortes ( $\text{pH} = 0,9-1,0$ ), moderados e fracos ( $\text{pH} > 1,5$ ) (Perdigão, 2007). Mais recentemente, segundo Cardoso *et al.* (2011), em fortes ( $\text{pH} \leq 1$ ), intermédios ( $\text{pH} \approx 1,5$ ) e fracos ( $\text{pH} \geq 2$ ).

Estes adesivos estão a ser recomendados uma vez que eliminam a fase de lavagem, minimizando a sensibilidade da técnica e a possibilidade da ocorrência de erros durante a sua aplicação e aumentando a eficiência clínica ao diminuir o tempo de trabalho (Delbons *et al.*, 2015; Jang *et al.*, 2016; Martins *et al.*, 2008; Silva *et al.*, 2010; Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Para simplificar a técnica e melhorar a adesão, foram fabricados os adesivos all-in-one de um único passo, no entanto, estudos recentes acerca da eficiência da adesão mostram que a hibridação é mais fraca, revelando algumas desvantagens quanto à sua utilização (Jang et al., 2016; Martins et al, 2008).

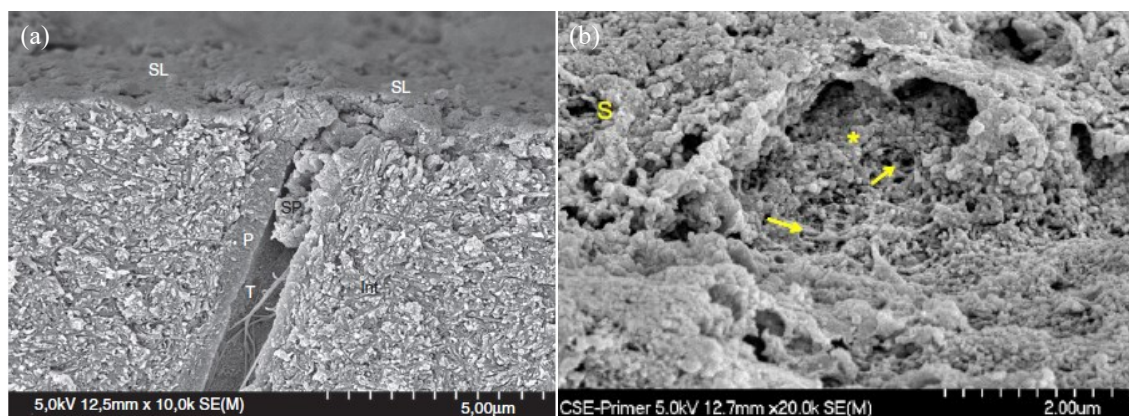
### 2.3 Adesão à Dentina

A dentina compreende a maior parte do tecido dentário, pelo que corresponde à maior porção de estrutura dentária disponível para a adesão.

É um substrato dinâmico cujas características morfológicas e fisiológicas afectam directamente o desempenho dos sistemas adesivos para que estes tenham a capacidade de produzir ligações duradouras entre a interface dentina/resina (Carvalho *et al.*, 2012).

Enquanto que a adesão ao esmalte é duradoura e efectiva, a adesão à dentina é mais difícil e menos previsível, constituindo um maior desafio devido à sua composição maioritariamente orgânica e à humidade intrínseca contida nos túbulos dentinários, tornando o procedimento adesivo altamente sensível (Cardoso *et al.*, 2011; Martins *et al*, 2008; de Oliveira *et al*, 2010).

A *smear layer* constitui uma barreira física (com uma espessura entre os 0,5-2  $\mu\text{m}$ ), composta pelos detritos de resíduos orgânicos e inorgânicos (predominantemente hidroxiapatite e fibras de colagénio alteradas), que permanecem sobre a superfície quando a estrutura dentária é preparada, reduzindo a permeabilidade da dentina. Deve ser dissolvida ou permeabilizada para que os monómeros dos adesivos possam entrar directamente em contacto com a superfície dentinária. Quando a *smear layer* preenche os orifícios dos túbulos dentinários forma os *smear plugs*, o que contribui para a redução da sensibilidade pós-operatória e uma diminuição da permeabilidade dentinária (Carvalho *et al.*, 2012; Perdigão, 2007; Perdigão *et al.*, 2013; Reis, Pereira & Giannini, 2007) (Figura 5).



**Figura 5** – (a) *Smear layer* e *smear plugs* dentinários (SEM). (Sezinando, 2014). (b) Espessura da *smear layer* que cobre a dentina após a utilização de um *self-etching primer* (SEM). SL = *smear layer*; SP = *smear plug*; Int = Dentina intertubular; P = Dentina peritubular; T = Túbulo dentinário; S = *primer* impregnado na *smear layer*; Setas = fibras de colagénio expostas pela acidez do *primer*. (Perdigão *et al.*, 2013)

O condicionamento com ácido ortofosfórico remove parcialmente ou completamente a *smear layer* e os *smear plugs* e desmineraliza a matriz dentinária intacta subjacente, tanto intertubular como peritubular. Ocorre uma exposição das fibras de colagénio e abertura dos túbulos dentinários aumentando a microporosidade da dentina intertubular e uma diminuição da energia de superfície. A profundidade de descalcificação da dentina é de aproximadamente 7,5 µm e é afectada pelo pH, concentração, viscosidade e pelo tempo de aplicação do ácido (El Zohairy *et al.*, 2005; Cardoso *et al.*, 2011; de Oliveira *et al.*, 2010; Perdigão *et al.*, 2013; Swift, 2002).

As formulações do *primer* e do adesivo contém tipicamente uma mistura de monómeros resinosos, de iniciadores (como a luz, químicos ou de polimerização dual) e de outros aditivos (Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009).

O *primer* é constituído por pelo menos um monómero específico com propriedades hidrofílicas: HEMA (2-hidroxietil metacrilato), responsável por melhorar a molhabilidade, tornando a superfície mais receptiva à adesão, e promover a re-expansão da rede de colagénio. Estes monómeros encontram-se dissolvidos em solventes orgânicos como a acetona, etanol ou água, que têm a capacidade de afastar a água da superfície dentinária, que deve ser removida, com o objectivo de preparar a rede de colagénio para a posterior infiltração de resina adesiva (El Zohairy *et al.*, 2009; Fecury *et al.*, 2007; de Oliveira *et al.*, 2010; Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009).

O monómero HEMA contém dois grupos funcionais, um hidrofílico com afinidade para a superfície dentinária, e um hidrofóbico com afinidade para a resina (Swift, 2002).

A eliminação da água e dos solventes residuais é fundamental para garantir uma polimerização adequada. Desta forma, a qualidade da união será melhor quanto mais prolongado for o tempo de espera para a fotoactivação, uma vez que uma maior quantidade de água e de solvente é evaporado. Caso este tempo não seja respeitado, o adesivo não irá polimerizar de forma adequada e pode levar ao comprometimento da adesão, com efeitos na resistência adesiva e no selamento, na degradação precoce da interface adesiva e na sensibilidade pós-operatória.

Os sistemas adesivos que contém água na sua formulação evaporam mais lentamente, o que leva a que a sua aplicação seja feita através de movimentos suaves de espalhamento do adesivo sobre as paredes cavitárias, de modo a favorecer a evaporação da água no momento da aplicação. Por sua vez, aqueles sistemas que contém solventes altamente voláteis, como o álcool e a acetona, devem ser dispensados sobre a superfície dentinária sem que ocorra espalhamento, uma vez que existe o risco de estes evaporarem precocemente e não permitirem que a água residual se desloque, podendo comprometer a infiltração dos monómeros resinosos (de Oliveira *et al.*, 2010).

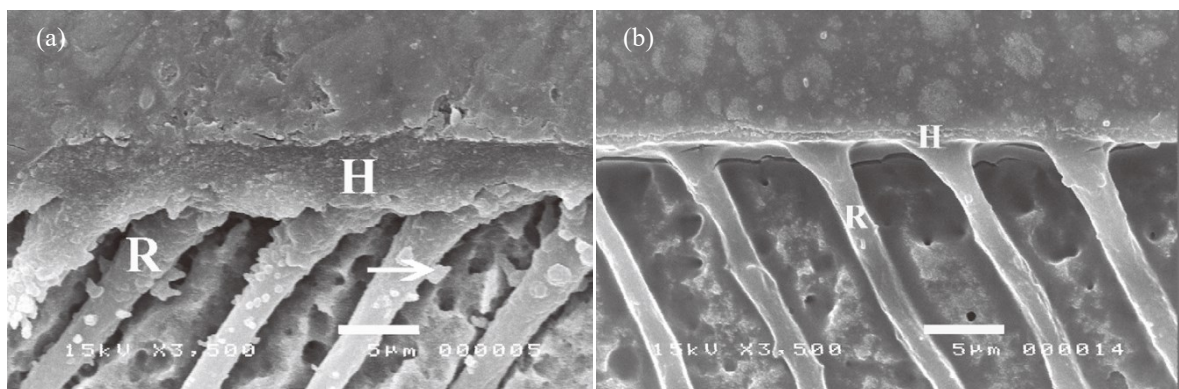
No sistema de três passos, o *primer* tem a função de aumentar a energia de superfície da dentina (Perdigão *et al.*, 2013).

O adesivo (*bond*), faz a ligação da dentina/esmalte condicionados e do *primer* à resina composta. Contém monómeros de resina hidrofílicos, como o HEMA, que permitem que o adesivo seja compatível com a humidade natural do substrato dentinário, frequentemente combinados com moléculas hidrofóbicas como o Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil dimetacrilato), que conferem maior resistência mecânica e estabilidade ao material. Na sua formulação não apresenta água nem solventes orgânicos. Os monómeros resinosos são mais viscosos quando comparados com os contidos no *primer*, no entanto também apresentam baixa viscosidade para que o adesivo possa penetrar na superfície preparada previamente pelo *primer* (Fecury *et al.*, 2007; de Oliveira *et al.*, 2010; Perdigão *et al.* 2013).

A penetração do *primer* e da resina adesiva pode ser afectada por alguns factores considerados importantes para a adesão dentinária. Aparecem deste modo factores biológicos, como a dentina esclerosada, clínicos, como a permeabilidade da dentina, e morfológicos, como a forma do tecido dentário nas diferentes localizações da dentina (Martins *et al.*, 2008).

Quando o *primer* e a resina adesiva são aplicados na dentina condicionada, vão infiltrar na dentina intertubular e vão formar uma zona interdifusa de dentina/resina também chamada de camada híbrida. A maioria dos agentes de *priming* interagem com as fibras de colagénio expostas ou com o tecido dentinário intacto formando esta camada, que pode ser composta por colagénio, resina, hidroxiapatite residual, traços de água, minerais e *smear layer* consoante o sistema adesivo utilizado. Quando estes dois componentes penetram e polimerizam no interior dos túbulos dentinários abertos ocorre a formação de *resin tags* (Perdigão, 2007; Perdigão *et al.*, 2013; Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009) (Figura 6).

A espessura da camada híbrida varia consoante o sistema adesivo utilizado, devido ao pH ácido aplicado. Desta forma, devido à presença de um ácido mais agressivo (pH ~ 0.2), os sistemas tradicionais formam uma camada híbrida de aproximadamente 5 µm, enquanto que os sistemas auto-condicionantes (pH ~ 2), apresentam uma espessura de aproximadamente 0,5 µm (Reis *et al.*, 2007) (Figura 6).



**Figura 6** – Imagem SEM da interface dentina-resina da dentina primária aderida (a) com um sistema adesivo *etch-and-rinse*, com uma camada híbrida espessa e *resin tags* em forma de cone e com ramificações laterais nos túbulos dentinários e (b) aderida com um sistema adesivo *self-etch*, com uma camada híbrida fina e sem ramificações laterais. H = Camada híbrida; R = Resin tags; Setas = Ramificações laterais nos túbulos dentinários. (Thanaratikul *et al.*, 2016)

Na camada híbrida ocorre uma adesão micromecânica entre os monómeros resinosos e a dentina condicionada, que pode resultar numa redução da sensibilidade pós-operatória, num aumento do selamento marginal e gerar uma compensação do *stress* provocado pela contracção de polimerização da resina composta. Por este motivo, é considerada um dos factores mais importantes para assegurar uma boa adesão entre a dentina e a resina (Martins *et al*, 2008; Perdigão, 2007; Swift, 2002).

### **3. Selamento Imediato de Dentina (IDS)**

As restaurações directas de resina composta estão frequentemente contra-indicadas em cavidades de maiores dimensões devido ao stress residual provocado pela polimerização. Nestas situações, restaurações indirectas tornam-se a escolha mais frequente por parte do clínico (Stavridakis, Krejci & Magne, 2005).

Na prática clínica, aquando a confecção de restaurações indirectas (inlays, onlays, facetas ou coroas), a estrutura dentária requer a utilização de restaurações provisórias de forma a proteger a dentina e a oferecer ao paciente os requisitos funcionais e estéticos necessários durante a fase provisória (Dalby, Elakwa, Millar & Martin, 2012; Spohr, Borges & Platt, 2013).

Nos casos em que ocorre exposição de uma área significativa da dentina e dos túbulos dentinários, provocada pela preparação do dente para a confecção de restaurações indirectas, é recomendada a aplicação local de um agente adesivo de dentina (DBA - *Dentin Bonding Agent*) (Dalby *et al*, 2012; Magne, 2005; Magne, So & Cascione, 2007; Stavridakis *et al.*, 2005).

#### **3.1 Métodos Disponíveis e Vantagens**

Actualmente estão disponíveis duas abordagens diferentes que garantem a adesão das restaurações indirectas aos tecidos dentários. Um método tradicional baseado no

selamento tardio de dentina (DDS – *Delayed Dentin Sealing*), em que a exposição da dentina é inicialmente ignorada, deixando os túbulos dentinários expostos e sujeitos a contaminação. O adesivo é aplicado, unicamente, na fase final do tratamento, havendo polimerização simultânea deste e do cimento. Esta técnica tem demonstrado apresentar forças adesivas inferiores e um assentamento incompleto da restauração (Perugia, Ferraro & Docimo, 2013; Qanungo, Aras, Chitre, Mysore, Amin & Daswani, 2016; Stavridakis *et al.*, 2005).

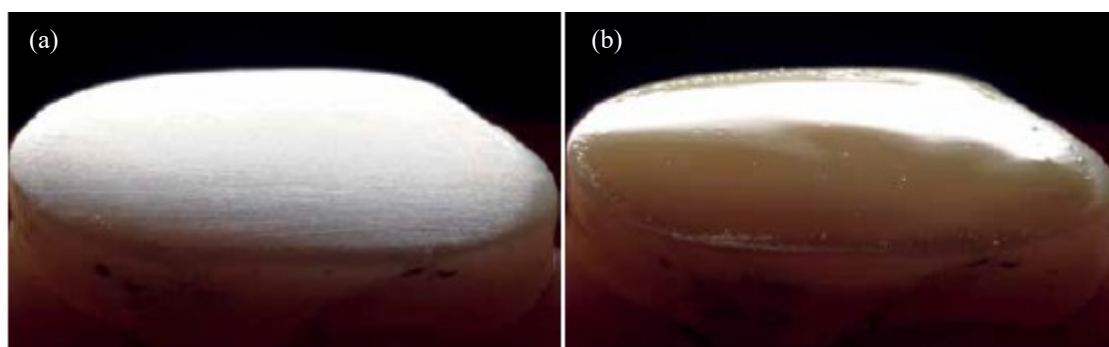
Mais recentemente, nos anos 90, foi proposta uma nova abordagem conhecida como selamento imediato de dentina (IDS – *Immediate Dentin Sealing*), que visa a optimização da aplicação do adesivo. O adesivo aparenta ter um potencial superior para a adesão quando é fotopolimerizado previamente aos incrementos de compósito e aplicado na dentina preparada de imediato (fresca). É recomendado que a aplicação desta técnica seja feita de imediato, após a preparação da estrutura dentária e previamente à impressão final do preparo (Ghiggi, Steiger, Marcondes, Mota, Júnior & Spohr, 2014; Magne, 2005; Magne, Kim, Cascione & Donovan, 2005; Stavridakis *et al.*, 2005).

Esta técnica traz inúmeras vantagens no processo de adesão, uma vez que, ao cortar a dentina e esta ser imediatamente “selada”, torna-se no substrato ideal para a adesão dentinária. Ocorre um selamento e uma protecção imediata do órgão pulpo-dentinário (inclusive às diferenças de temperatura), e uma prevenção da sensibilidade e da infiltração de bactérias durante a fase provisória. O IDS permite um condicionamento selectivo da dentina, limita a necessidade de anestesia durante a colocação da restauração (facilitando o ajuste oclusal) e aumenta o conforto do paciente (Gillespie, 2011; Leesungbok, Lee, Park, Lee, Lee, Im, Ahn, 2015; Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Qanungo *et al.*, 2016; Spohr *et al.*, 2013; Stavridakis *et al.*, 2005).

Apresenta ainda forças adesivas superiores, devido à polimerização do adesivo previamente aos incrementos de resina e uma melhor adaptação da restauração indirecta devido à sua posterior colocação (intrínseco aos procedimentos da técnica indirecta). Desta forma, as forças oclusais ocorrem apenas aquando a cimentação da peça, permitindo que, durante a fase provisória, a adesão dentinária se possa desenvolver sem qualquer tipo de stress (Gillespie, 2011; Leesungbok *et al.*, 2015; Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Qanungo *et al.*, 2016; Stavridakis *et al.*, 2005).



É particularmente indicado, para a aplicação da técnica IDS, um sistema adesivo particulado como o Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA), que contém partículas abrasivas com a capacidade de formar uma camada mais uniforme e consistente quando comparado a um sistema não particulado, e também, pela sua coesividade com o cimento de resina. Apresenta ainda a vantagem de ser visivelmente detectado após a limpeza da superfície, o que facilita a sua colocação (Magne *et al.*, 2005; Magne *et al.*, 2007; Qanungo *et al.*, 2016) (Figura 7).



**Figura 7** – Dentina antes (a) e após (b) a aplicação da técnica IDS com o adesivo Optibond™ FL. (Magne & Nielsen, 2009)

O Optibond™ FL (Kerr), permite, principalmente em restaurações aderidas em dentes posteriores, a hibridação da dentina e a formação de um baixo módulo de elasticidade (absorvente do stress), conferindo uma adaptação à dentina significativamente aumentada (Magne *et al.*, 2005).

Nesta técnica, pode também ser aplicado um adesivo sem partículas de carga, no entanto, deve ser tido em conta que, dado à ausência de partículas, o adesivo fica reduzido em termos de espessura, o que pode levar a uma nova exposição da dentina e à destruição da camada híbrida durante os procedimentos de limpeza e de aumento da rugosidade da superfície. Deste modo, é unicamente sugerido o tratamento da superfície recorrendo a uma escova macia e pedra-pomes (Magne, 2005; Qanungo *et al.*, 2016).

Em casos de preparações mais profundas (nos dentes posteriores), pode ser aplicado um adesivo sem partículas de carga combinado com uma fina camada de compósito *flowable* (Magne, 2005).

### 3.2 Procedimento Clínico

Durante o procedimento clínico da hibridação da dentina/resina, existem princípios básicos que devem ser respeitados e que justificam a aplicação do IDS, relacionados com problemas na contaminação da dentina e na susceptibilidade da camada híbrida poder colapsar até ser polimerizada (Qanungo *et al.*, 2016; Magne, 2005; Magne *et al.*, 2005). Desta forma, o clínico pode estar focado na adesão da dentina “*wet bonding*”, enquanto a adesão ao esmalte pode ser realizada posteriormente, na fase do assentamento da restauração definitiva (Magne *et al.*, 2007).

#### 3.2.1 Identificação da Dentina

O primeiro passo para a aplicação do IDS passa pela identificação das superfícies de dentina exposta. Deste modo, procede-se a um curto condicionamento da dentina, de apenas 2-3 segundos, e a uma secagem completa das suas superfícies. A dentina torna-se facilmente reconhecida pelo seu aspecto brilhante, contrastando com o esmalte que aparece opaco. Após este condicionamento inicial a dentina deve ser repreparada de forma a expor uma camada de dentina fresca, e, antes da aplicação do agente adesivo, deve ser novamente condicionada (recondicionada) (Magne, 2005; Qanungo *et al.*, 2016).

#### 3.2.2 Preparação do Dente

Quando esta técnica é utilizada, a camada adicional do adesivo pode, por vezes, afectar negativamente a espessura da futura restauração. Para a preparação do dente, é então recomendado fazer um chanfro de 0,7 a 0,8 mm de forma a fornecer uma definição adequada da margem de dentina, bem como o espaço necessário para o adesivo e para a restauração. Por este motivo, está indicada para casos em que a exposição de dentina é consideravelmente profunda, não sendo recomendada aquando exposições de dentina muito superficiais (Magne, 2005; Qanungo *et al.*, 2016).

### 3.2.3 Técnica Adesiva

A técnica descrita baseia-se nos sistemas adesivos *etch-and-rinse*, tanto de dois como de três passos. Apesar de haver uma tendência para simplificar o procedimento adesivo, estudos recentes confirmam que, para este propósito, é recomendado um adesivo *total-etch* de três passos, mais seguro a longo prazo (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2005).

O condicionamento da dentina com ácido ortofosfórico durante 5-15 segundos, deve ser feito imediatamente após a preparação do dente de forma a evitar a contaminação por parte da saliva. De seguida segue-se a lavagem e secagem cuidadosa da superfície, para remoção do excesso de água, de forma a evitar a desidratação da dentina (Magne, 2005).

A aplicação separada do *primer* é mais favorável pela adesão superior subsequente e porque permite uma melhor precisão na colocação do adesivo. Desta forma não existe a possibilidade de formação de excessos, de correcções adicionais da margem e nova exposição da dentina. Após a remoção dos excessos do solvente, o adesivo pode ser cuidadosamente colocado (Magne, 2005).

Procede-se um primeiro ciclo de fotopolimerização do adesivo (20 segundos), seguido da aplicação de uma camada de gel de glicerina com posterior fotopolimerização (10 segundos), de forma a polimerizar a superfície inibida pelo oxigénio. Este passo vai manter a espessura do adesivo, prevenir uma potencial exposição da dentina durante fases posteriores de limpeza da interface adesiva e prevenir a interacção do adesivo com os materiais de impressão, particularmente os poliéteres (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007).

### 3.2.4 Restauração Provisória

Durante a fase da restauração provisória existe um grande potencial de exposição do adesivo fotopolimerizado aos fluídos orais e da ocorrência de um mecanismo de absorção de água que podem vir a comprometer a adesão da restauração definitiva. Deste modo, está recomendada a sua manutenção por um período não superior a duas semanas (Magne, 2005). No entanto, segundo estudos posteriores, quando a dentina é selada, esta fase provisória pode ser prolongada até 12 semanas, não sendo afectado o potencial de adesão (Magne *et al.*, 2007).

As superfícies de dentina preparadas com esta técnica têm um potencial elevado para aderir aos cimentos e materiais provisórios à base de resina, factor que pode tornar a sua remoção um processo difícil, pelo que devem ser evitados (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007).

### 3.2.5 Cimentação Definitiva

Previamente ao procedimento adesivo, aquando a colocação da restauração definitiva, devem ser criadas rugosidades no adesivo recorrendo a uma broca diamantada a baixa velocidade ou com jacteamto com micropartículas adesivas de forma a promover a adesão à dentina. Todas as superfícies do dente podem ser, assim, condicionadas, utilizando o mesmo procedimento em caso de ausência de dentina exposta: condicionamento com ácido ortofosfórico (30 segundos), lavagem, secagem e aplicação do adesivo resinoso (Magne, 2005).

A posterior adesão do agente de cimentação à camada pré-existente de adesivo deve ser promovida pela limpeza da superfície previamente à cimentação, de forma a remover os remanescentes de cimento provisório que possam causar uma diminuição considerável na força adesiva do agente de cimentação. Este aspecto torna-se de especial importância quando este contém eugenol na sua composição, inibidor da polimerização das resinas (Stavridakis *et al.*, 2005).

Dado que a espessura do adesivo polimerizado pode variar significativamente de acordo com o tipo de adesivo que é utilizado e com a geometria da superfície, numa média de 60 a 80  $\mu\text{m}$  numa superfície ligeiramente convexa e de 200 a 300  $\mu\text{m}$  numa superfície côncava (como as linhas de terminação em chanfro), a fotopolimerização imediata do adesivo não está indicada antes da colocação da restauração indirecta, uma vez que pode interferir com o seu assentamento final, não permitindo a sua completa inserção (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Qanungo *et al.*, 2016).

Uma polimerização do adesivo previamente aos incrementos de resina, aumenta as forças adesivas e é compatível com a colocação de restaurações directas, no entanto, mostra problemas aquando a cimentação de restaurações indirectas. A coesividade da interface adesiva pode ser afectada negativamente, como também pode ser gerado um colapso na

interface dentina/resina não polimerizada da camada híbrida, provocado pela pressão exercida durante a colocação do compósito ou no assentamento da restauração indirecta. A camada híbrida pode estar mais enfraquecida superficialmente como consequência da baixa compactação de resina nas fibras de colagénio (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007).

#### **4. Restaurações Indirectas**

A exigência por restaurações livres de metal tem vindo a aumentar, por parte dos pacientes, ao longo dos anos devido a uma constante mudança nas preferências estéticas (Nobuaki, Keiichi & Takashi, 2015; Stawarczyk, Stich, Eichberger, Edelhoff, Roos, Gernet & Keul, 2014).

As resinas compostas quando utilizadas como técnica indirecta são usadas para restaurar dentes com uma extensa perda ao nível da coroa, uma vez que são mais resistentes ao desgaste provocado pelas forças oclusais quando comparadas com as restaurações directas. São assim utilizadas para a confecção de inlays, onlays ou coroas e mostram vantagens sobre as cerâmicas visto que provocam um menor desgaste dos dentes oponentes e são mais fáceis de polir, reparar e finalizar (Fuentes, Escribano, Baracco, Romero & Ceballos, 2016).

As indicações para as restaurações indirectas devem ter em conta as condições intra-orais existentes, a estrutura dentária remanescente e o preço do tratamento. Está, então, indicada para a restauração de margens subgengivais, cavidades extensas (incluindo as que requerem a substituição de múltiplas cúspides) e alterações ou anormalidades no esmalte e na dentina. Estas técnicas permitem a utilização de um material com melhores propriedades mecânicas (resistência à fractura), minimizar os efeitos da contracção de polimerização e a obtenção de melhores contactos interproximais e anatomia oclusal (Fuentes *et al.*, 2016; Garshasbzadeh, Mirzaie, Yassini, Shahabi, Benedicenti, Angiero & Chiniforush, 2016; Mainjot, Dupont, Oudkerk, Dewael & Sadoun, 2016; Özsoy, Kuşdemir, Öztürk-Bozkurt, Toz Akalın & Özcan, 2016).

O sucesso clínico a longo prazo destas restaurações é influenciado pela eficácia da adesão do cimento de resina à estrutura dentária e ao compósito resinoso processado (muitas das vezes considerado um desafio). A combinação destas restaurações com uma técnica adesiva adequada permite uma preparação mais conservadora da estrutura dentária (Garshasbzadeh *et al.*, 2016; Stawarczyk *et al.*, 2014).

#### 4.1 Classificação das Restaurações Indirectas

As características mais importantes que influenciam e diferenciam as principais propriedades das actuais restaurações indirectas de resina composta encontram-se relacionadas com os seguintes parâmetros: o tipo de processamento (artesanal ou industrial através dos blocos CAD/CAM); a microestrutura (partículas dispersas ou *PICN*); o modo de polimerização (luz, elevada temperatura ou elevada pressão e temperatura); e com o tamanho e volume das partículas (Mainjot *et al.*, 2016).

##### 4.1.1 Restaurações Indirectas Artesanais

As restaurações indirectas artesanais, tal como as restaurações directas a compósito, são restaurações confeccionadas manualmente. Ambas apresentam semelhanças quanto à estrutura e composição, no entanto os incrementos das restaurações indirectas são fotopolimerizados no ambiente extra-oral, evitando, deste modo, o efeito negativo da contracção de polimerização na estrutura dentária remanescente.

A geração actual de restaurações indirectas artesanais é composta maioritariamente por materiais micro-híbridos (Mainjot *et al.*, 2016).

##### 4.1.1.1 Resina Composta GRADIA

A GRADIA®, um material da GC (GC Corporation, Tokyo, Japan), é uma resina fotopolimerizável, micro-híbrida, utilizada para restaurações metálicas e não-metálicas de dentes individuais ou múltiplos, indicada para zonas anteriores e posteriores da

cavidade oral, que apresenta a capacidade de conseguir reproduzir os tecidos gengivais (GRADIA, 2006; Kirmaili, Barutcugil, Harorli, Kapdan, & K, 2015).

A sua estrutura interna consiste em ligações reforçadas entre a porção orgânica e inorgânica, composta por 77% (em peso) de sílica e vidro de silicato de alumínio pré-polimerizado, e uma matriz de resina fotopolimerizável, composta por 23% (em peso) de monómeros metacrilatos, como o UDMA (uretano dimetacrilato), que proporcionam a este material forças mecânicas muito elevadas, no entanto, provoca baixa abrasão dos dentes antagonistas. O vidro de silicato de alumínio é adicionado de forma a fornecer radiopacidade à formulação. É um compósito biocompatível, de fácil manuseamento e polimento (GRADIA, 2006; GRADIA, 2016; Kirmaili, Barutcugil, Harorli, Kapdan, & K, 2015, Özsoy, Kuşdemir, Öztürk-Bozkurt, Toz Akalın & Özcan, 2016).

## 5. CAD/CAM

As tecnologias CAD/CAM (*Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing*), permitiram a produção de restaurações dentárias através de “maquinaria controlada numericamente” (Nobuaki *et al.*, 2015).

Este tipo de processamento industrial, resultou na confecção de restaurações com uma qualidade uniforme, com maior homogeneidade e consistência (com um risco reduzido de formação de porosidades), melhor reprodutibilidade e previsibilidade e uma redução nos custos de produção, contrastando com o modo artesanal, das resinas polimerizáveis, cujo processo é altamente influenciado pelo operador e pode originar um nível elevado de variações (Bähr, Keul, Edelhoff, Eichberger, Roos, Gernet, & Stawarczyk, 2013; Gilbert, Steiger, Marcondes, Mota & Burnett, 2016, Mainjot *et al.*, 2016; Nobuaki *et al.*, 2015).

## 5.1 Evolução dos Materiais CAD/CAM

Este tipo de tecnologia tem sido utilizado com grande sucesso em vários tipos de materiais cerâmicos, no entanto, recentemente, para a confecção de coroas, os blocos de compósito têm sido introduzidos como alternativa aos compósitos resinosos convencionais, uma vez que têm uma produção mais rápida e barata, como também apresentam melhores propriedades físicas e estabilidade da cor (Nobuaki *et al.*, 2015).

Recentemente os blocos de CAD/CAM já não contêm na sua composição Bis-GMA e já não é necessária a sua fotopolimerização. Em 2011, Sadoun introduziu um novo processo de polimerização industrial, que envolve temperatura e pressão elevadas ( $>100^{\circ}\text{C}$  e  $>150$  MPa, respectivamente). Desta forma ocorre um maior grau de conversão e menor quantidade de libertação dos monómeros residuais nos blocos de compósito CAD/CAM, em comparação aos compósitos resinosos convencionais, oferecendo as vantagens referidas anteriormente (Gilbert *et al.*, 2016; Mainjot *et al.*, 2016; Nobuaki *et al.*, 2015).

Se é atingido um nível elevado de conversão de monómeros, não se consegue estabelecer uma adesão à resina sem haver previamente um condicionamento da superfície. A libertação de monómeros residuais pode causar reacções alérgicas e irritação da mucosa (Bähr *et al.*, 2013).

## 5.2 Tipos de Materiais CAD/CAM e Respectivas Vantagens

Os materiais CAD/CAM para restaurações dentárias podem ser divididos em dois grupos: cerâmicos e compósitos. Os compósitos têm demonstrado bons resultados quanto ao baixo módulo de elasticidade (permitindo uma maior absorção do stress funcional causado durante a deformação) e baixa abrasividade dos dentes oponentes. No entanto apresentam como desvantagens o desgaste, a fractura e a instabilidade da cor (Awada & Nathanson, 2015; Carvalho, Bruzi, Giannini & Magne, 2014; Nobuaki *et al.*, 2015).

Segundo Mainjot *et al.* (2016) podem ser divididos quanto à sua microestrutura em compósitos com partículas dispersas e materiais PICN.



As cerâmicas, segundo Coldea *et al.* (2013) são divididas em cerâmicas policristalinas e cerâmicas vítreas. Principalmente as cerâmicas vítreas apresentam vantagens quanto à estética, estabilidade da cor, biocompatibilidade, coeficiente de expansão térmica, rugosidade de superfície e com resultados clínicos superiores a longo prazo. No entanto, a susceptibilidade à fractura, a fragilidade e o desgaste abrasivo dos dentes oponentes surgem como as principais desvantagens (Ab-Ghani, Jaafar, Foo, Ariffin & Mohamad, 2015; Awada & Nathanson, 2015; Carvalho *et al.*, 2014; Nobuaki *et al.*, 2015).

Apesar das respectivas vantagens e desvantagens dos compósitos e das cerâmicas, ainda não se chegou a um consenso sobre qual o melhor material para restaurações dos dentes posteriores (Carvalho *et al.*, 2014).

### 5.2.1 Classificação dos Compósitos quanto à Microestrutura

#### 5.2.1.1 Compósitos com Partículas Dispersas

A 3M introduziu recentemente no mercado a Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), um produto CAD/CAM baseado na integração da nanotecnologia e das cerâmicas. É conhecida no mercado como uma resina nanocerâmica e tem como objectivo oferecer uma facilidade de manipulação de um material compósito e um brilho de superfície e uma retenção final semelhante a uma porcelana (Ab-Ghani *et al.*, 2015; Stawarczyk *et al.*, 2015).

Contém 79% (em peso) de nanopartículas de sílica e zircónia (na forma de partículas dispersas ou aglomeradas), sendo considerada um compósito resinoso nano-particulado composto pelo mesmo tipo de partículas que os compósitos para restaurações directas (Ab-Ghani *et al.*, 2015; Awada *et al.*, 2015; Mainjot *et al.*, 2016).

As nanopartículas são tratadas com um agente silano que adere quimicamente à superfície da nanocerâmica como também à matriz de resina (Stawarczyk, Krawczuk & Ilie, 2015).

O grande aperfeiçoamento deste material recai sobre a matriz que é composta por UDMA e a sua polimerização ocorre através do calor. Este monómero apresenta um maior

número de duplas ligações quando comparado com o Bis-GMA, o que faz com que tenha um maior grau de conversão e *cross-linking* e exibe uma reacção de polimerização mais elevada com a fotopolimerização. Apresenta também uma menor absorção de água e menor solubilidade, o que pode prevenir uma alteração das propriedades do material e pigmentação causada pela absorção da água. Contrariamente ao Bis-GMA, o UDMA não requiere necessariamente a adição do TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) como diluente para diminuição da viscosidade do material (Mainjot *et al.*, 2016).

A Lava™ Ultimate é também introduzida numa classe recente de novos materiais: resinas nanocerâmicas (RNC). De acordo com o fabricante, não é classificada como uma resina ou como uma cerâmica pura, uma vez que combina características de ambos os materiais (Carvalho *et al.*, 2014).

A Associação Dentária Americana (*The American Dental Association*), ampliou recentemente a definição dos materiais de porcelana-cerâmica (efectiva desde 1 Janeiro, 2013), permitindo a classificação das RNC como cerâmicas de porcelana (Carvalho *et al.*, 2014).

Tal como as resinas compostas, a RCN é flexível e resistente à fractura, no entanto a informação científica disponível sobre as propriedades deste tipo de material é ainda limitada (Carvalho *et al.*, 2014).

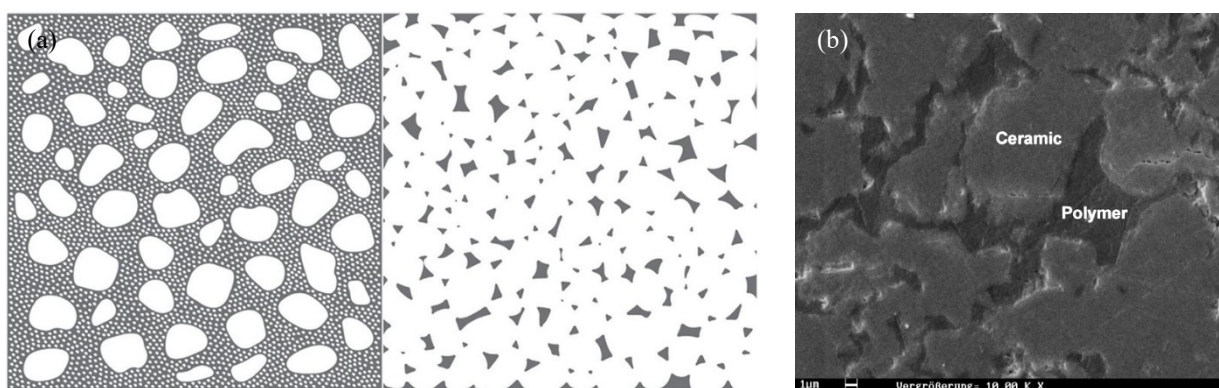
Recentemente a GC (GC Corporation, Tokyo, Japan), introduziu no mercado a Cerasmart (CES) como um material do grupo das cerâmicas híbridas (uma denominação comercial, uma vez que não se refere às noções científicas do material nem reflecte as suas propriedades). Este material é um compósito resinoso de elevada densidade composto por nanopartículas, com carga, de sílica e vidro de bário (71% em peso). Todos estes novos blocos de compósito são materiais com partículas dispersas, compostos por uma matriz-base de UDMA, polimerizada pelo calor, mesmo que a composição e o tamanho das suas partículas não seja exactamente o mesmo (Awada *et al.*, 2015; Mainjot *et al.*, 2016).

Este material da Coltene, é um bloco CAD/CAM de compósito reforçado utilizado para a confecção de restaurações de dentes individuais permanentes, tanto na região anterior como posterior e com indicação para inlays, onlays, coroas e facetas (Product Guideline - BRILLIANT Crios).

Apresenta na sua composição, aproximadamente, 71% (em peso) de vidro de bário e sílica amorfa, combinada com uma matriz de resina de reforço e pigmentos inorgânicos como o óxido de ferro ou o dióxido de titânio, resultando num material com propriedades mecânicas extraordinárias, como: elevada resistência à flexão, módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentária, elevada resistência ao desgaste, baixa abrasão nos dentes antagonistas e de fácil polimento. A estrutura compacta deste bloco, aumenta a resistência do material e reduz o risco de fracturas (Product Guideline - BRILLIANT Crios).

#### 5.2.1.2 PICN

*PICN (Polymer-Infiltrated Ceramic Network)* é um material que resulta da infiltração de uma cerâmica vítrea pré-sinterizada com um monómero, que é secundariamente polimerizado. Este material pode ser classificado como um compósito de fase interpenetrante (PIC - *Interpenetrating Phase Composites*) e é constituído por uma rede tri-dimensional de partículas intimamente inter-conectadas, composto por duas redes contínuas, uma de material cerâmico (feldspato) e outra de um polímero (normalmente os metacrilatos), contrastando com os compósitos com partículas dispersas. Forma, desta forma, um “esqueleto” que tem a capacidade de distribuir melhor o *stress* e promover resistência ao fenómeno da fractura (Coldea, Swain & Thiel, 2013; Mainjot *et al.*, 2016) (Figura 8).



**Figura 8** - (a) Ilustração esquemática da microestrutura de um compósito com partículas dispersas (incorporadas através de mistura) vs uma PICN. (Mainjot *et al.*, 2016). (b) Estrutura de uma PICN. (Coldea *et al.*, 2013)

Em 2012 surgiu a primeira *PICN* no mercado: o ENA (*Enamic*), introduzido pela VITA (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Neste material a rede de cerâmica é infiltrada com um co-polímero, uma combinação de UDMA e TEGDMA. É classificado pela VITA como uma cerâmica híbrida, composta por 14% de resina embebida numa matriz porosa de cerâmica feldspática (86% em peso) (Awada & Nathanson, 2015; Campos, Almeida, Rippe, de Melo, Valandro & Bottino, 2016; Mainjot *et al.*, 2016; Peampring, 2014).

Como resultado, as características do desgaste a que está sujeito, as propriedades flexurais e a elasticidade deste material são semelhantes à dentina. Com a utilização do Enamic, a preparação da estrutura dentária requiere um menor desgaste e quando é comparado com outros materiais cerâmicos o desgaste do dente é mais conservador (Peampring, 2014).

Segundo um estudo recente de Coldea *et al.* (2013), a dureza deste material é fornecida pelo seu conteúdo cerâmico (Campos *et al.*, 2016).

O Enamic apresenta uma superfície híbrida (que contém uma matriz vítrea), que pode ser aderida ao cimento resinoso através da aplicação de um agente silano. Esta superfície pode ser condicionada com as técnicas utilizadas para as cerâmicas “*etchable*” ou para as restaurações indirectas de compósito (Campos *et al.*, 2016; Peampring, 2014).

#### 5.2.1.3 Comparação entre as Propriedades dos Materiais

De uma perspectiva biomimética, os materiais CAD/CAM devem apresentar propriedades mecânicas semelhantes ao esmalte e dentina humana (Awada & Nathanson, 2015).

Nas *PICN*, a proporção do conteúdo de polímero e da matriz porosa de cerâmica influencia as suas propriedades mecânicas. Deste modo apresentam benefícios adicionais quanto ao módulo de elasticidade entre o esmalte e a dentina que ronda à volta dos 30 GPa, sendo que este varia na dentina entre 15-20 GPa e o do esmalte entre os 50-100 GPa. Apresentam ainda baixa toxicidade e baixa libertação de monómero. Quando comparadas às cerâmicas apresentam reduzida fragilidade, rigidez e dureza e uma melhoria na flexibilidade e resistência à fractura (Coldea *et al.*, 2013; Mainjot *et al.*, 2016).

Os compósitos CAD/CAM com partículas dispersas mostram um módulo de elasticidade inferior à dentina e as cerâmicas um módulo semelhante ou superior ao esmalte (Mainjot *et al.*, 2016).

### 5.3 Tratamento de Superfícies e Protocolo de Cimentação

Na prática dentária torna-se importante o estabelecimento de uma adesão fiável e duradoura entre a cerâmica dentária e o compósito, dado o seu uso extensivo. Esta adesão pode resultar de factores físicos, através de uma retenção micromecânica provocada pelo condicionamento com ácido hidrofluorídrico e/ou pelo jacteamento com partículas abrasivas; de uma reacção química, através da utilização de um agente silano; ou de uma combinação de ambos. O sucesso da adesão está fortemente relacionado com a composição do cimento de resina utilizado e com o pré-tratamento a que o bloco está sujeito (Colares, Neri, Souzam Pontes, Mendonça & Santiago, 2013; Nobuaki *et al.*, 2015).

A escolha do protocolo de cimentação está dependente da composição da cerâmica utilizada. Por conseguinte, as cerâmicas “*etchable*” (principalmente as cerâmicas vítreas), apresentam um protocolo bem definido que consiste no condicionamento com ácido hidrofluorídrico, seguido de silanização e a aplicação de um cimento resinoso. Este processo de cimentação assegura o comportamento mecânico e a *performance* clínica de todas as restaurações cerâmicas, através da penetração do cimento resinoso nas microporosidades criadas pelo condicionamento ácido (Campos *et al.*, 2016; Stawarczyk *et al.*, 2014).

Pelo contrário, as restaurações indirectas de resina podem ser condicionadas através do jacteamento com partículas abrasivas, seguido de silanização de modo a assegurar uma união adequada entre os materiais, uma resina adesiva como agente intermediário seguido de aplicação de um compósito resinoso (Campos *et al.*, 2016; Stawarczyk *et al.*, 2015).

Um dos métodos mais comumente utilizado para aumentar a retenção mecânica é o jacteamento com partículas de alumina. Segundo este princípio, ocorre simultaneamente uma limpeza e activação da superfície e um aumento da área de contacto do compósito

(Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, Kabetani, ... & Yatani, 2016; Nobuaki *et al.*, 2015).

A utilização da alumina para jacteamento é feita, não só em materiais de natureza metálica e cerâmica, como também nos materiais poliméricos CAD/CAM. No entanto, a sua aplicação em compósitos CAD/CAM pode causar danos significativos na superfície deste material, quando comparado com superfícies de metais e cerâmicas. Desta forma, é aconselhado a utilização de pó de *glass beads* de forma a aumentar a durabilidade da adesão e a minimizar os danos na superfície (Nobuaki *et al.*, 2015).

No entanto, segundo um estudo realizado por Bahr *et al.*, 2013, não existe adesão entre o cimento de resina e o compósito CAD/CAM apenas com a aplicação do jacto de óxido de alumínio, sendo também necessário o condicionamento da superfície. Desta forma a retenção micromecânica por si só, não é suficiente para uma adesão adequada (Bahr *et al.*, 2013).

Dependendo da composição do material polimérico CAD/CAM, este pode ser submetido a um pré-tratamento químico envolvendo a aplicação de um agente silano ou de um adesivo, de modo a aumentar as forças adesivas (Nobuaki *et al.*, 2015; Stawarczyk *et al.*, 2014).

O agente silano é uma molécula bifuncional que tem a capacidade de se ligar às partículas inorgânicas da resina composta indirecta (óxido de silício), como às orgânicas (os monómeros metacrilato da matriz do cimento de resina), através de uma adesão química. São muito efectivos na promoção da adesão dos materiais compostos com uma base de sílica, como as porcelanas. Aumentam ainda a molhabilidade do compósito ao tornarem a superfície hidrofóbica (Campos *et al.*, 2016; Fuentes *et al.*, 2016; Lung & Matinlinna, 2012).

A obtenção de uma adesão duradoura entre o material restaurador e o dente torna-se crucial para o sucesso da restauração a longo prazo. Os cimentos de resina são o material de eleição para a cimentação das cerâmicas vítreas e dos compósitos poliméricos CAD/CAM. Deste modo, dois tipos de cimento podem ser utilizados: o cimento de resina convencional e os cimentos *self-adhesive* de resina (Higashi *et al.*, 2016). Para a utilização do cimento convencional é necessário um pré-tratamento do dente, o que consome tempo

e pode causar sensibilidade, pelo que os cimentos *self-adhesive* têm sido amplamente utilizados uma vez que não requerem um pré-tratamento do esmalte, nem da dentina. No entanto a força adesiva destes cimentos pode apresentar grandes variações (Bähr *et al.*, 2013; Nobuaki *et al.*, 2015; Stawarczyk *et al.*, 2014).

Os cimentos de resina, por norma, apresentam alta viscosidade devido à elevada percentagem de partículas de cimento presentes na sua composição. Deste modo, se for utilizado um adesivo líquido, que por sua vez apresenta baixa viscosidade, vai penetrar com maior profundidade na superfície jacteada do compósito CAD/CAM (Bähr *et al.*, 2013).

### 5.3.1 Cimentação dos Blocos com a resina G-aenial Universal Flo

Introduzidos nos anos 90, os compósitos de resina *flowable* foram promovidos devido a serem uma classe de materiais que apresenta baixa viscosidade e, deste modo, serem injectáveis, uma propriedade considerada desejável ao nível do seu manuseamento e ao permitir uma simplificação durante o procedimento de colocação (Jang, Park & Hwang, 2015; Sumino, Tsubota, Takamizawa, Shiratsuchi, Miyazaki & Latta, 2013).

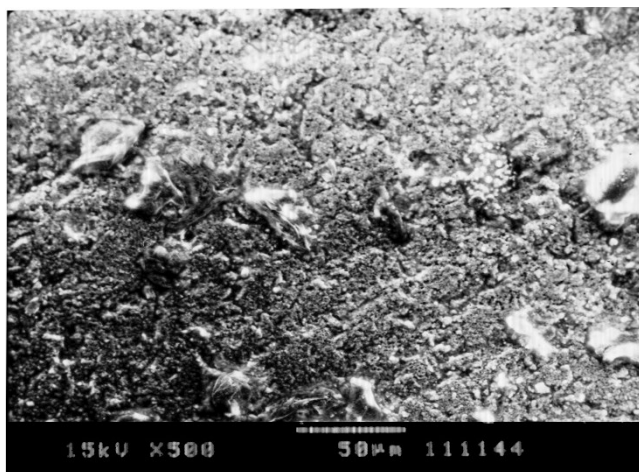
Estes compósitos estão indicados para a restauração de localizações posteriores extensas, como liners para as cavidades e como selantes de fissura (Jang *et al.*, 2015; Sumino *et al.*, 2013).

Quando comparados com os compósitos não fluidos, por norma, os compósitos *flowable* apresentam um baixo conteúdo de carga e um volume elevado de matriz de resina. No entanto, as gerações recentes deste tipo de compósitos, como a G-aenial Universal Flo (GC Co., Milford, DE, USA), apresentam uma alta percentagem de carga e são considerados por apresentarem melhores propriedades mecânicas. É uma resina que apresenta baixa contracção provocada pelo *stress* e elevado polimento que resulta numa excelente estética, elevada resistência à flexão e ao desgaste (Jang *et al.*, 2015; G-aenial Universal Flo).

A matriz desta resina fluída é composta por UDMA, Bis-MEPP (bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado) e TEGDMA e contém um volume de aproximadamente 69% de partículas com

carga de sílica e partículas ultra-finas de vidro de estrôncio (16 nm e 200 nm, respectivamente), dispersas de forma homogênea. Devido às partículas ultra-finas de vidro de estrôncio, o compósito exibe uma radiopacidade relevante em termos clínicos, superior à da dentina, enquanto consegue manter uma translucidez estética (Jang *et al.*, 2015; G-aenial Universal Flo – Technical Manual) (Figura 9).

É um exemplo de um compósito fluído que mantém o mesmo tamanho das partículas que compõem as resinas híbridas convencionais, no entanto reduz o conteúdo de “filler” e permite que a resina reduza a viscosidade da mistura, apresentando ainda um agente silano novo para o tratamento da superfície (Sumino *et al.*, 2013; G-aenial Universal Flo – Technical Manual).



**Figura 9** – Imagem SEM de uma fractura adesiva com a resina de cimentação na superfície da dentina.

## **6. Testes de Microtracção**

Os testes laboratoriais utilizados para a avaliação das propriedades mecânicas da interface de união dos sistemas adesivos à estrutura dentária estão, geralmente, fundamentados na aplicação de forças de deslocamento sobre a zona de união, com o objectivo de tentar simular os esforços sofridos pelas restaurações no meio oral, durante a sua função. No entanto, nenhum teste consegue simular adequadamente as forças intraorais, uma vez que estas tensões, exercidas sobre o dente e restauração, se mostram de natureza complexa



(Botta, Salvia, Júnior, Pavanelli, Pagani, 2010; Garcia, D'Alpino, Terada, Carvalho, 2002).

Dos vários testes mecânicos disponíveis para a avaliação da força adesiva na interface dente/resina, são destacados aqueles se baseiam na aplicação de uma força de deslocamento sobre os dois substratos, colocada directamente na interface de união ou à distância desta (Garcia *et al.*, 2002; Lula, Leite, Alves, Santana, Almeida & Costa, 2014).

Durante muitos anos, os testes de resistência ao cisalhamento (*Shear Bond Strength Test*), foram os testes de eleição para avaliar a força de adesão dos sistemas adesivos ao esmalte e à dentina, devido à simplicidade da sua execução. Nos últimos anos, os testes de microtracção ( $\mu$ TBS), foram ganhando relevância, pelo que, apesar de apresentarem algumas limitações, são actualmente considerados os testes mais válidos e fiáveis para a avaliação da união dos sistemas adesivos à estrutura dentária, principalmente à dentina. Desta forma, aquando a avaliação da eficiência da adesão, este deve ser o teste utilizado no laboratório, sendo comparado com os restantes testes disponíveis (Andrade, Moura, Reis, Loguercio, Garcia & Grande, 2010; Botta *et al.*, 2010; Gallusi, Galeano, Libonati, Giuca & Campanella, 2009; Garcia *et al.*, 2002; Higashi *et al.*, 2016; Lula *et al.*, 2014).

Este teste, introduzido por Sano *et al.* em 1994, permite a avaliação da resistência adesiva dentro de um largo espectro de dimensões da área transversal. Tem como principal característica o tamanho reduzido das amostras, o que leva a uma redução da área de teste, que, por sua vez, resulta em valores de resistência adesiva superiores (Andrade *et al.*, 2010). Desta forma, Sano *et al.* (1994), demonstrou uma relação inversamente proporcional da área adesiva com a resistência da união, e que, por sua vez, a fractura das amostras se dava, quase na totalidade, de forma adesiva (Garcia *et al.*, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Os testes de microtracção promovem uma melhor distribuição do stress devido ao tamanho reduzido das amostras (com uma área que varia entre 0.5-1.5 mm<sup>2</sup>), reduzindo desta forma a frequência de fracturas coesivas. Promovem também uma diminuição na quantidade de defeitos na interface adesiva e do número de dentes necessários para a investigação (Andrade *et al.*, 2010; Botta *et al.*, 2010; Gallusi *et al.*, 2009; Garcia *et al.*, 2002; Lula *et al.*, 2014).

Segundo Pashley *et al.* (1995), uma das principais vantagens deste teste é a possibilidade de identificar o local de falhas na interface, permitindo uma análise da real resistência de união entre o material e a estrutura dentária. Com este teste é possível obter várias amostras de um único material e avaliar a resistência adesiva em áreas diminutas (Botta *et al.*, 2010; Garcia *et al.*, 2002).

Apesar das vantagens apresentadas, trata-se de uma técnica trabalhosa, que requer treino prévio por parte do operador, acesso a equipamento específico e um maior número de amostras. Além disso, factores como o modo de fixação das amostras no dispositivo de teste, a dimensão e geometria da amostra, a área de superfície aderida, a velocidade utilizada e o próprio dispositivo de microtracção, entre outros, podem influenciar significativamente os resultados (Andrade *et al.*, 2010; Botta *et al.*, 2010; Gallusi *et al.*, 2009; Garcia *et al.*, 2002).

Quando são comparados resultados entre diferentes estudos, devem também ser considerados factores como a inclusão de amostras com fracturas prematuras, de *outliers* (valores discrepantes no tratamento estatístico) e a definição das unidades experimentais (Lula *et al.*, 2014).

## II. Objectivo

O objectivo deste estudo é:

Avaliar *in vitro* a resistência adesiva ( $\mu$ TBS) entre diferentes materiais nanocerâmicos e a dentina, utilizando um adesivo etch-and-rinse de três passos e uma resina composta *flowable* com alta percentagem de carga.

### **III. Hipóteses de Estudo**

Hipótese Nula:

Não existem diferenças na resistência adesiva ( $\mu$ TBS) do material utilizado na cimentação e/ou entre os materiais restauradores utilizados.

Hipótese Alternativa:

Existem diferenças na resistência adesiva ( $\mu$ TBS) do material utilizado na cimentação e/ou entre os materiais restauradores utilizados.

## **IV. Materiais e Métodos**

Vinte e cinco molares, livres de lesões de cáries e sem restaurações, foram extraídos e armazenados numa solução de cloramina trihidratada a 0,5% por um período não superior a uma semana e, posteriormente guardados em água destilada à temperatura de 4°C, segundo a Norma ISO/TS 11405:2003. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente pelos quatro grupos de blocos de teste de cerâmica híbrida (VITA Enamic) e de resina nanocerâmica (Lava Ultimate, Cerasmart e BRILLIANT Crios), fresados (Roland DWX-4) com tamanhos idênticos ao dos dentes utilizados em largura e comprimento, e pelo grupo controlo no qual foi utilizada uma resina composta (GRADIA), confeccionada através de um molde de silicone com as mesmas medidas dos blocos pré-fabricados. Todos os blocos tinham uma altura de 6 mm.

### Tratamento de superfície 1 (S1):

**S1G1.** Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta idêntico aos restantes grupos de teste, no bloco de nanocerâmica Lava Ultimate (3M-ESPE), n=5;

**S1G2.** Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta idêntico aos restantes grupos de teste, no bloco de nanocerâmica Cerasmart (GC), n=5;

**S1G3.** Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta idêntico aos restantes grupos de teste, no bloco de nanocerâmica BRILLIANT Crios (Coltene), n=5;

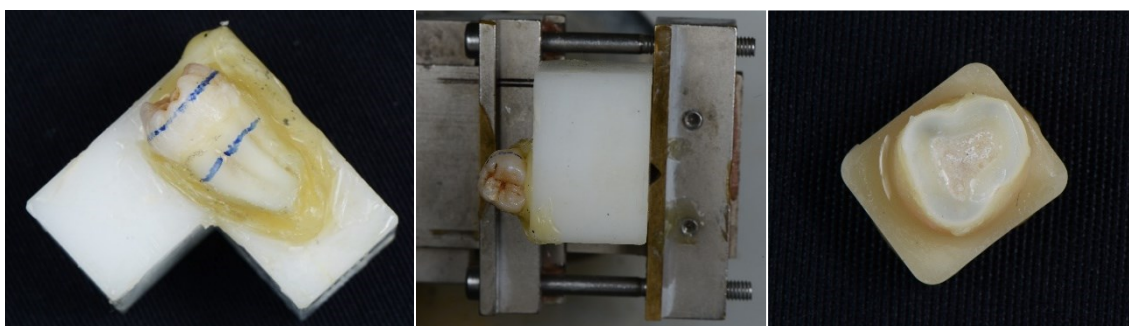
### Tratamento de superfície 2 (S2):

**S2G4.** Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta com ácido hidrofluorídrico a 4,5%, seguido do tratamento da restauração com o protocolo idêntico aos restantes grupos de teste, no bloco de cerâmica híbrida Enamic (VITA), n=5;

### Grupo Controlo (GC):

Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta idêntico aos restantes grupos de teste, no bloco de resina composta indirecta GRADIA (GC), n=5;

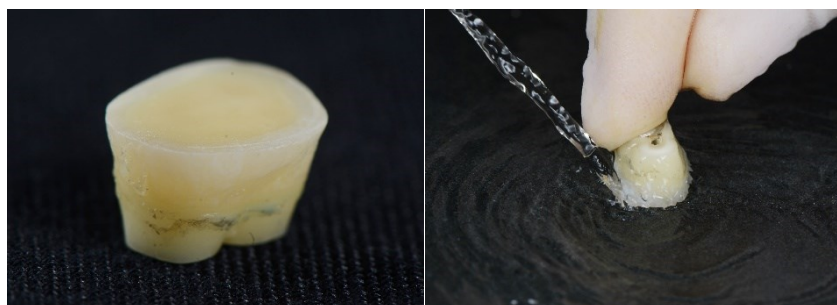
A cada dente foram removidos os restos de tecido orgânico, com uma cureta cirúrgica, e foram colados a um suporte de acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kemdent, Wiltshire, England). As raízes foram cortadas 2 mm abaixo da junção amelo-cimentária com uma lâmina diamantada do micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) a baixa rotação (3300) e irrigado com água. O tecido orgânico exposto após este corte foi removido da câmara pulpar e o espaço, anteriormente ocupado pela polpa, foi preenchido com cola de cianoacrilato (Zapit®, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA) (Figura 10).



**Figura 10** – Dente no suporte de acrílico e no micrótomo com as referências das zonas de corte e preenchimento da câmara pulpar com cola de cianoacrilato.

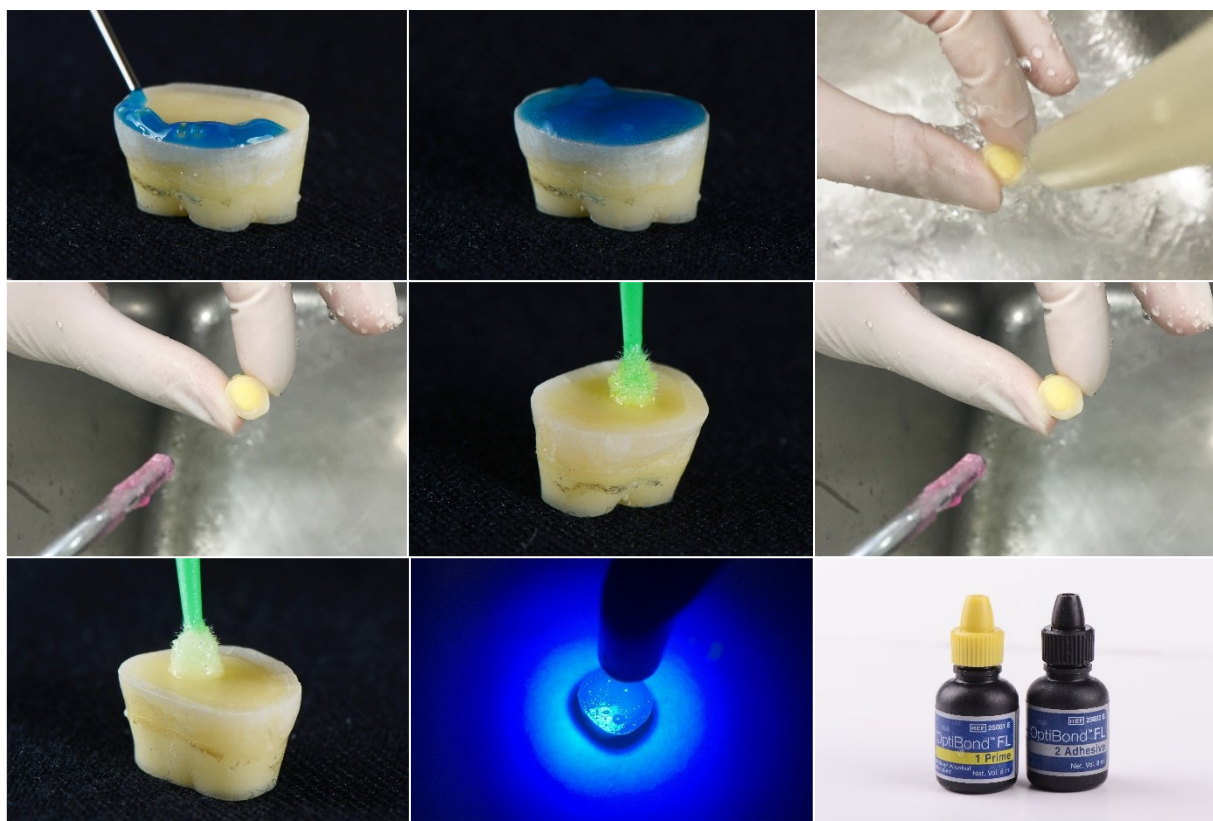
Posteriormente foi feita a exposição da dentina média de cada dente através de um corte paralelo à face oclusal, por sua vez também paralelo ao corte realizado abaixo da junção amelo-cimentária, através de uma lâmina diamantada do micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) a baixa rotação e irrigado com água (Figura 10).

A dentina média foi posteriormente polida com um disco de lixa SiC de granulação 600 (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark) para criação da *smear layer* (Figura 11).



**Figura 11** – Dente cortado e formação de *smear layer* com o disco de lixa SiC de grão 600.

Depois da exposição da dentina média, todos os grupos foram submetidos ao selamento imediato de dentina (técnica IDS) utilizando um sistema adesivo *etch-and-rinse* de 4<sup>a</sup> geração (Optibond™ FL (Kerr)): foi feito o condicionamento ácido da dentina durante 15 segundos com ácido ortofosfórico a 35% (Scotchbond™ Etchant) lavado abundantemente com água durante 20 segundos, seguido de uma leve secagem durante 5 segundos. Seguiu-se a aplicação do *primer* (Optibond™ FL (Kerr), frasco 1) com um aplicador descartável em toda a face oclusal dos dentes, durante 20 segundos e secou-se durante 5 segundos. De seguida, aplicou-se activamente o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), frasco 2) também recorrendo a um aplicador descartável, durante 15 segundos. Foi feita polimerização do adesivo durante 20 segundos com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA) com uma intensidade mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada a cada dez utilizações com o radiómetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA). Por último foi aplicada uma camada de glicerina líquida (Produtos Sodacasa, A.M.C. Cunha, Lda., Portugal) e feita a fotopolimerização por mais 10 segundos, com a finalidade de polimerizar a camada inibida pelo oxigénio (Figura 12) (Figura 18) (Tabela 3).



**Figura 12** – Esquemática do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL (Kerr).

Após o IDS, os dentes foram imersos em água destilada e colocados numa estufa (Memmert INE 400, Memmert, Germany) durante 24 horas, à temperatura de 37°C.

Simultaneamente, foram cortados vinte blocos CAD/CAM pré-fabricados, cinco para cada grupo de nanocerâmica e cerâmica híbrida, de forma a terem 6 mm de altura. Foram confeccionados cinco blocos, pertencentes ao grupo controlo, simulando restaurações indirectas em resina composta, com o auxílio de um molde de silicone preparado com as mesmas medidas dos blocos pré-fabricados, de resina composta GRADIA® (GC) na cor DA3. Foram fotopolimerizados em incrementos de 2 mm até atingir os 6 mm de altura, com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA) com uma intensidade mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada a cada dez utilizações com o radiómetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA). De forma a obter uma superfície lisa, o último incremento de resina foi comprimido e coberto com uma folha de acetato. Após a remoção das peças do molde, as superfícies foram novamente fotopolimerizadas durante 20 segundos (Figura 13) (Tabela 2) (Tabela 3).





**Figura 13** – Marcas CAD/CAM e resina composta utilizada para a confecção dos blocos de resina e blocos finais com 6 mm de altura.

| Grupo       | Nome Material          | Tipo de Material          | Filler   | Matriz                   | Modo de Polimerização | Microestrutura       | Processo de Fabricação | Fabricante/ n° série                           |
|-------------|------------------------|---------------------------|--|--------------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|--|
| <b>S1G1</b> | Lava Ultimate          | RNC                       | ~ 80% (peso) de sílica (20 nm) + zircônia (4-11 nm) + aglomerados de sílica + zircônia (0,6-10 µm) | UDMA                     | ET                    | Partículas dispersas | Industrial             | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA / N735137           |
| <b>S1G2</b> | Cerasmart              | RNC                       | 71% (peso) de vidro de bário + sílica (20 e 300 nm)  | UDMA + outros DMA        | ET                    | Partículas dispersas | Industrial             | GC America / 1604151                           |
| <b>S1G3</b> | BRILLIANT Crios        | RNC                       | ~ 71% (peso) vidro de bário + sílica amorfa (<1 µm e <20 nm)                                       | Metacrilatos             | ET                    | Partículas dispersas | Industrial             | Coltene / H00408                               |
| <b>S1G5</b> | GRADIA                 | RC                        | ~ 77% (peso) sílica + vidro de silicato de alumínio (0.85µm)                                       | UDMA + outros DMA        | Luz                   | Partículas dispersas | Artesanal              | GC Corporation, Tokyo, Japan / 160425A         |
| <b>S2G4</b> | VITA Enamic            | CH                        | 86% (peso) rede sinterizada de cerâmica vítrea   | UDMA + TEGDMA            | ETP                   | PICN                 | Industrial             | Vita Zahnfabri, Bad Säckingen, Germany / 46440 |
| <b>GUF</b>  | G-aenial Universal Flo | RF com elevada % de carga | 69% - 72% (peso) de sílica + vidro de estrôncio (16 e 200 nm)                                      | UDMA + TEGDMA + Bis-MEPP | Luz                   | -                    | -                      | GC Co., Milford, DE, USA / 141219a             |

**Tabela 2** – Características das resinas utilizadas no estudo. RNC = Resina Nanocerâmica; RC = Resina Composta; CH = Cerâmica Híbrida; RF = Resina Fluída; ET = Elevada Temperatura; ETP = Elevada Temperatura e Pressão. (Acar *et al.*, 2015; Al-Harbi *et al.*, 2015; Jang *et al.*, 2015; Mainjot *et al.*, 2016; Sumino *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2015)

Terminadas as 24 horas, procedeu-se ao tratamento de superfície de todos os blocos de resina nanocerâmica, de cerâmica híbrida e da resina composta indirecta realizado através do jacteamto da superfície com partículas silicatizadas de 30 µm (CoJet™ Sand) durante 4 segundos, usando o jacto Airsonic Mini Sandblaster (Hager & Werken, Duisburg, Germany) estando o tempo de exposição a ser controlado pelo temporizador D-Lux Timer (Jorc, Heerlen, Netherlands) a 10 mm de distância perpendicularmente ao dente com uma pressão de 40 psi. De seguida, procedeu-se à limpeza da superfície com ácido ortofosfórico a 35% (Scotchbond™ Etchant) durante 30 segundos, seguida de lavagem com spray ar/água durante 20 segundos (Figura 15) (Figura 16).

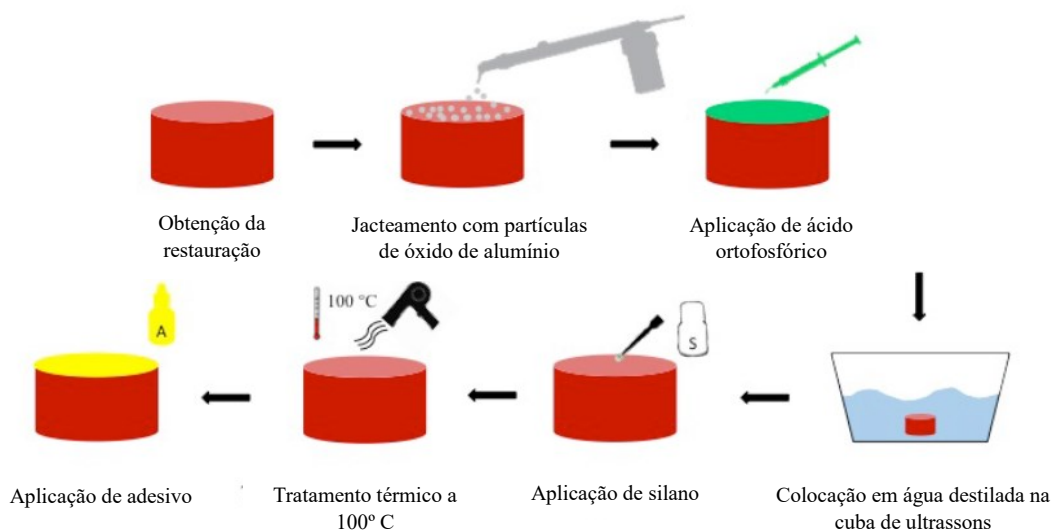
Apenas o grupo VITA Enamic (cerâmica híbrida) teve um duplo condicionamento ácido, com a utilização de ácido hidrofúorídrico a 4,5% (IPS® Ceramic Etching Gel) previamente ao condicionamento com ácido ortofosfórico a 35% (Scotchbond™ Etchant) segundo as normas do fabricante (Figura 14).



**Figura 14** – Condicionamento do bloco VITA Enamic com ácido hidrofúorídrico a 4,5%.

Os blocos foram posteriormente colocados num recipiente com água destilada e levados à cuba de ultrassons Quantrex 310 (L&R Ultrasonics, Kearny, New Jersey, USA) durante 5 minutos, com posterior secagem durante 5 segundos. Aplicou-se o silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE) com um aplicador descartável durante 1 minuto, com posterior aquecimento a aproximadamente 100°C durante 2 minutos. De seguida, foi

aplicado o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), frasco 2) na superfície de todos os blocos de resina nanocerâmica, com um aplicador descartável, durante 20 segundos, previamente à cimentação da peça, sem fotopolimerizar e reservado do contacto da luz (Figura 15) (Figura 16).



**Figura 14** – Esquema representativo do procedimento de tratamento de superfície dos blocos CAD/CAM e de resina composta. A = Adesivo; S = Silano. (Adaptado de Inês Santos, 2014)

Todos os dentes foram jacteados com partículas de óxido de alumínio de 30  $\mu\text{m}$  (CoJet™ Sand) durante 4 segundos, usando o jacto Airsonic Mini Sandblaster (Hager & Werken, Duisburg, Germany) estando o tempo de exposição a ser controlado pelo temporizador D-Lux Timer (Jorc, Heerlen, Netherlands) a 10 mm de distância perpendicularmente ao dente com uma pressão de 40 psi. A todos, foi feito o condicionamento ácido da superfície dentinária durante 15 segundos com ácido ortofosfórico a 35% (Scotchbond™ Etchant) lavado abundantemente com água durante 20 segundos, seguido de uma leve secagem durante 5 segundos. De seguida, aplicou-se o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), frasco 2) durante 15 segundos, sem fotopolimerizar (Figura 16) (Figura 18).



**Figura 16** – Produtos utilizados na preparação dos dentes e dos blocos de resina: partículas de óxido de alumínio (Cojet), ácido ortofosfórico, agente silano (apenas nos blocos) e o adesivo Optibond™ FL (Kerr).

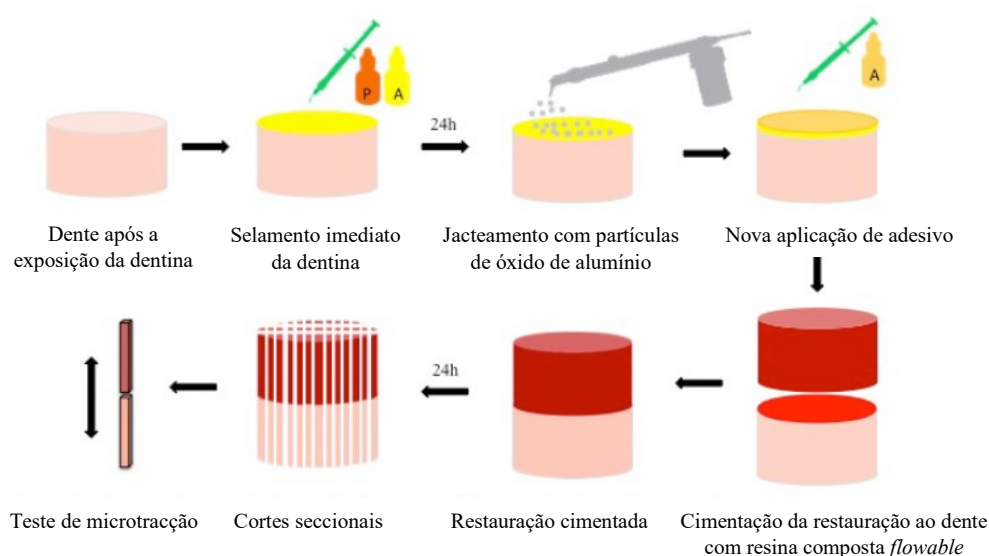
Por fim, todos os blocos reservados do contacto da luz, foram cimentados aos dentes com resina composta *flowable* com alta percentagem de carga G-aenial Universal Flo (GC) na cor A2, com uma pressão constante e vertical de aproximadamente 750g e, posteriormente à remoção dos excessos de resina composta, foram fotopolimerizados com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA) com uma intensidade mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada com o radiómetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA) durante 80 segundos, sendo 20 segundos para cada lado, repetindo duas vezes. Todas as margens foram cobertas por uma camada de glicerina líquida (Produtos Sodacasa, A.M.C. Cunha, Lda., Portugal) antes do último ciclo de fotopolimerização (Figura 17) (Figura 18).



**Figura 16** – Cimentação dos blocos com a resina composta *flowable* com alta percentagem de carga G-aenial Universal Flo (com peso de 750 g) e a amostra final.

Os dentes foram novamente imersos em água destilada, durante 24 horas, numa estufa (Memmert INE 400; Memmert, Germany) à temperatura de 37°C. A superfície oclusal da restauração correspondente à dentina foi pintada com caneta de acetato a fim de distinguir, em cada palito, se este provém da área correspondente ao esmalte ou à dentina.

Finalizadas as 24 horas, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada a baixa velocidade, nas direcções X e Y, irrigadas com água, de forma a obter os palitos com uma secção transversal de  $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ . Os palitos foram colados individualmente a um *jig* de aço inoxidável de Geraldeli com o auxílio de cola de cianocrilato (Zapit®). Após o corte dos palitos, estes foram testados em tensão numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan) até ocorrer fractura a uma velocidade de 1 mm/min (Figura 18) (Figura 19).



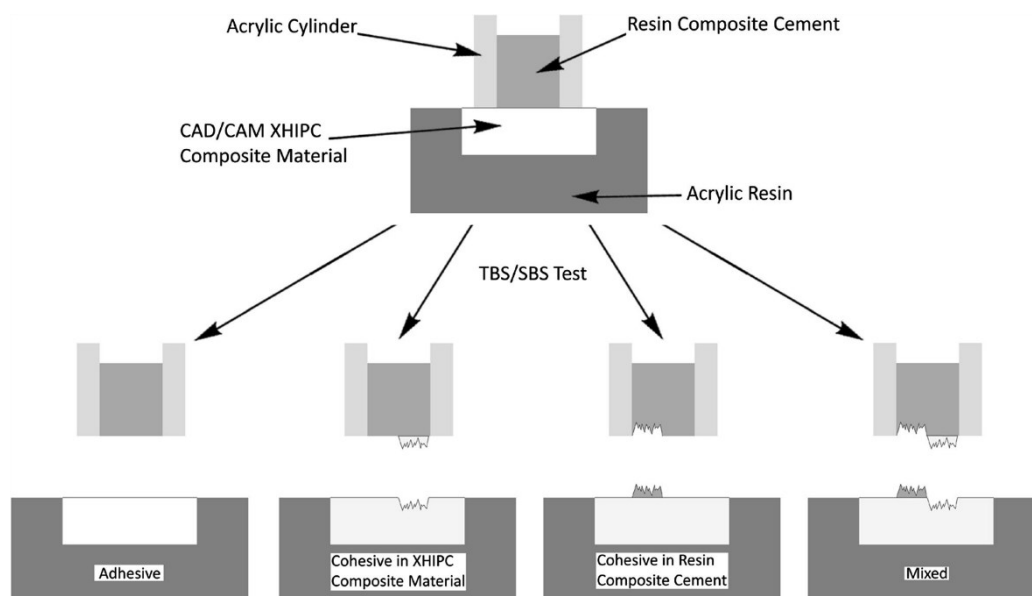
**Figura 18** – Esquema representativo dos procedimentos de preparação da superfície dentária aplicados antes da cimentação da restauração, cimentação da restauração e representação do teste de microtracção. P = Primer; A = Adesivo. (Adaptado de Inês Santos, 2014)

A área dos palitos foi calculada com a utilização de uma craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) através das medições do comprimento e da largura dos fragmentos resultantes da fractura de cada palito. As forças de microtracção foram calculadas através da força aplicada no momento da fractura (KN) dividida pela área de superfície aderida ( $\text{mm}^2$ ), expressas em MPa.



**Figura 19** – Palito colado no *jig* de aço inoxidável de Geraldeli com o auxílio de cola de cianocrilato (Zapit®), após o teste em tensão numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan).

Cada fractura foi analisada sob uma lupa estereoscópica e, de acordo com o local onde ocorreram, foram classificadas em: fracturas Adesivas, Coesivas e Mistas.



**Figura 20** – Análise dos tipos de fractura: adesiva, coesiva no CAD/CAM, coesiva no substrato e mista. (Gilbert *et al.*, 2016)

As Fracturas Adesivas ocorrem quando os problemas estão presentes exclusivamente ao nível da interface adesiva. As Coesivas, são fracturas ao nível do substrato e podem ser divididas em: fractura coesiva na dentina/esmalte ou fractura coesiva na cerâmica

híbrida/nanocerâmica, se ocorreram exclusivamente na dentina/esmalte ou no bloco CAD/CAM, respectivamente. As Mistas, são fracturas adesivas combinadas com fracturas coesivas, que ocorrem ao nível da interface adesiva prolongando-se até um dos substratos (dentina ou resina) (Andrade *et al.*, 2010, Higashi *et al.*, 2016; Magne *et al.*, 2007) (Figura 20).

| Material                        | Composição   | Nome Comercial/ Marca Usada                                   | Nº de Série      |
|---------------------------------|--|---|------------------|
| <b>CoJet™ Sand</b>              | Areia Silicatizada<br>(tamanho da partícula de<br>30 µm)   | 3M ESPE St. Paul, MN, USA                                     | 625642<br>611499 |
| <b>IPS® Ceramic Etching Gel</b> | Ácido Hidrofluídrico<br>< 5%   | Ivoclar Vivadent AG, Schaan,<br>Principality of Liechtenstein | U35704           |
| <b>ESPE™ Sil</b>                | Silano<br>Etanol   | 3M ESPE St. Paul, MN, USA                                     | 612704<br>625518 |
| <b>Scotchbond™ Etchant</b>      | Ácido ortofosfórico<br>35%   | 3M ESPE St. Paul, MN, USA                                     | 604624           |
| <b>OptiBond™ FL Primer</b>      | HEMA; GPDM; MMEP;<br>água; etanol e<br>iniciadores   | Kerr™ Orange, USA   | 5701284          |
| <b>OptiBond™ FL Adesivo</b>     | Bis-GMA; HEMA;<br>GPDM; vidro de<br>borossilicato de bário e<br>alumínio; dissódio<br>hexafluorossilicato e<br>sílica pirogenada | Kerr™ Orange, USA   | 5789784          |

**Tabela 3** – Materiais utilizados no protocolo adesivo.

## **V. Análise Estatística**

Para aceitar ou rejeitar a hipótese nula, considerou-se como referência um nível de significância  $\alpha = 0,05$ .

Para comparar a diferença na resistência adesiva entre os cinco grupos de teste, foi utilizado o teste ANOVA, uma vez que estamos a comparar mais de dois grupos e a variável presente é de tipo quantitativo. Para que os pressupostos destes testes fossem analisados, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição do erro (ou da variável em cada um dos grupos em teste) e o da homogeneidade de variâncias dos grupos em teste, foram utilizados, respectivamente, os testes de Kolmogorov-Smirnov e Wilk Shapiro (Ho: a distribuição é Normal) e o teste de Levene (Ho: as variâncias dos grupos são iguais).

A não Normalidade, sobretudo quando se utilizam variáveis discretas ou ordinais, leva à substituição da ANOVA pelo teste não paramétrico de Kruskal Wallis H. Neste caso, porque as variáveis em teste são contínuas e a ANOVA é uma técnica relativamente robusta à violação do pressuposto da Normalidade, decidimos continuar a utilizar esta técnica.

No caso em que o pressuposto da homogeneidade de variâncias não se encontrava satisfeito e o número de observações em cada grupo não era igual, usou-se a ANOVA com a correcção de Welch.

Para testar a relação entre as fracturas e os grupos de teste, usou-se o teste de independência do Qui-quadrado, dado que estamos a relacionar duas variáveis de tipo qualitativo. O pressuposto deste teste, de que não deve haver mais de 20,0% das células com frequências esperadas inferiores a 5, foi analisado.

As diferenças entre os valores médios foram analisadas com os resíduos ajustados estandardizados.

A análise estatística foi efectuada com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 20.0 para Windows.



## VI. Resultados

### Análise da Resistência Adesiva

| MATERIAL | CASOS   |      |         |     |       |     |
|----------|---------|------|---------|-----|-------|-----|
|          | Válidos |      | Omissos |     | Total |     |
|          | N       | %    | N       | %   | N     | %   |
| S1G1     | 106     | 99,1 | 1       | 0,9 | 107   | 100 |
| S1G2     | 126     | 98,4 | 2       | 1,6 | 128   | 100 |
| S1G3     | 150     | 99,3 | 1       | 0,7 | 151   | 100 |
| S2G4     | 112     | 96,6 | 4       | 3,4 | 116   | 100 |
| S1G5     | 121     | 98,4 | 2       | 1,6 | 123   | 100 |
| TOTAL    | 615     |      | 10      |     | 625   |     |

Tabela 4 – Resumo do processamento de casos.

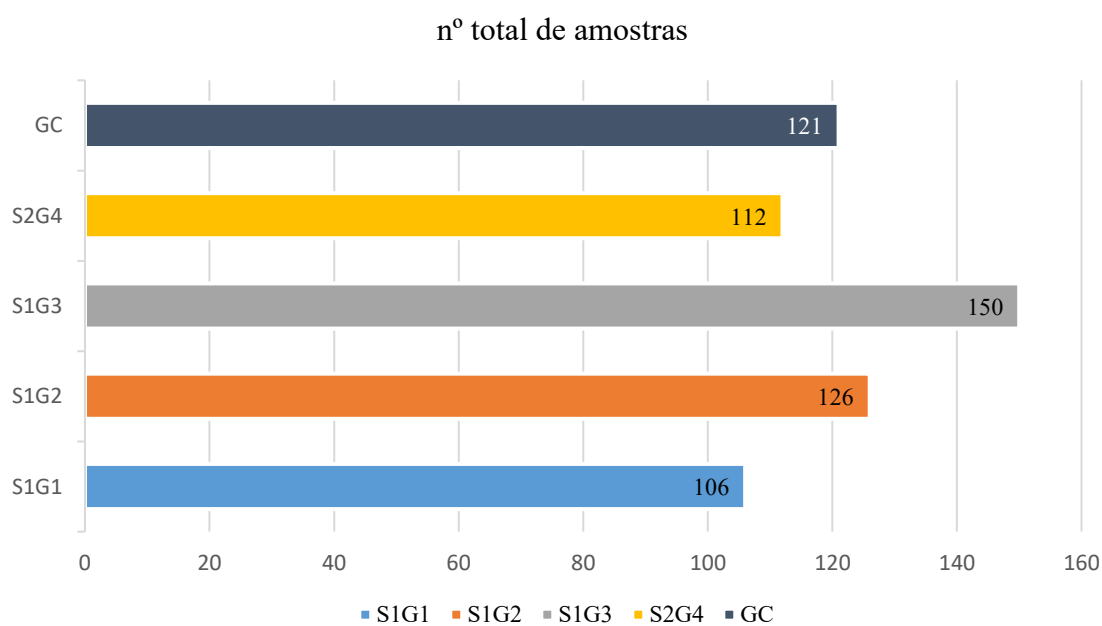
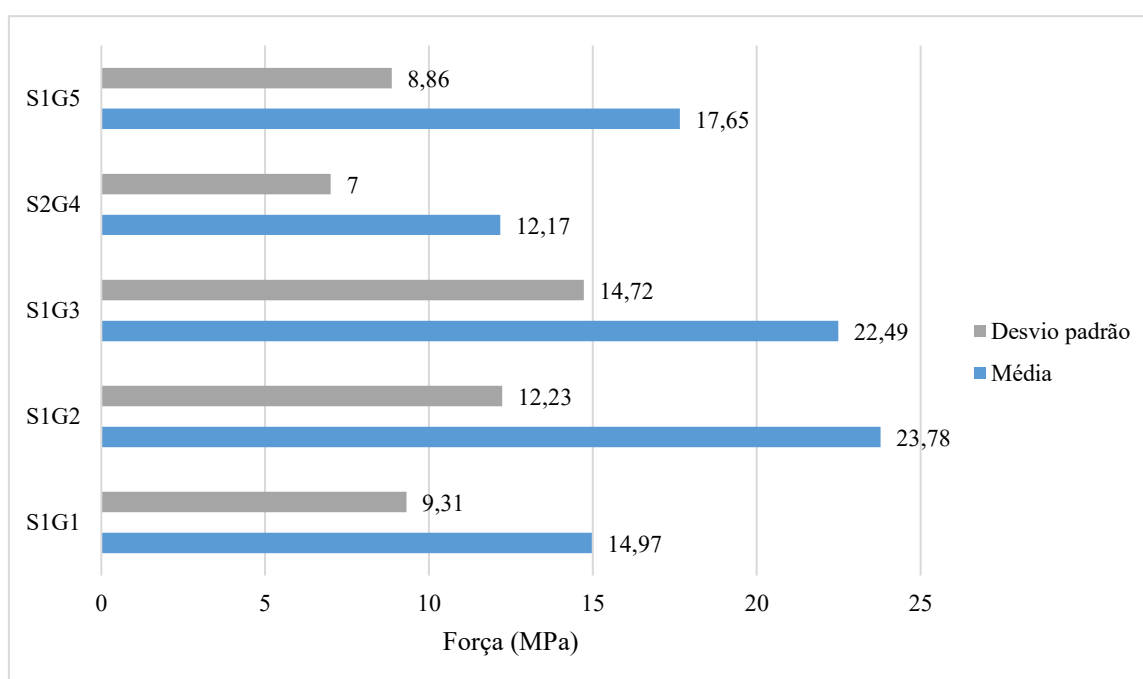


Figura 21 – Número de amostras presente em cada grupo de teste.

Na Tabela 4 podemos observar o número de casos válidos, omissos e totais correspondentes a cada material testado e na Figura 20 uma representação do número de amostras que está presente em cada grupo de teste. Na Tabela 5 e na Figura 21 encontramos os resultados das respectivas médias e desvios padrão das forças (MPa) de cada grupo testado, onde se adivinham diferenças entre as variâncias dos cinco grupos. O teste de Levene leva, de facto, à rejeição da igualdade de variâncias:  $W = 23,038$ ;  $p < 0,05$  (Tabela 6).

|             | N   | Média (MPa) | Desvio Padrão |
|-------------|-----|-------------|---------------|
| <b>S1G1</b> | 106 | 14,97       | 9,31          |
| <b>S1G2</b> | 126 | 23,78       | 12,23         |
| <b>S1G3</b> | 150 | 22,49       | 14,72         |
| <b>S2G4</b> | 112 | 12,17       | 7,00          |
| <b>S1G5</b> | 121 | 17,65       | 8,86          |

**Tabela 5** – Resultados das médias e dos desvios padrão das forças (MPa) em cada grupo de teste.



**Figura 22** – Esquemática das médias e dos desvios padrão das forças (MPa) em cada grupo de teste.

|               | ESTATÍSTICA | GL1 | GL2 | SIG.   |
|---------------|-------------|-----|-----|--------|
| <b>LEVENE</b> | 23,038      | 4   | 610 | 0,000* |

\*p < 0,05

**Tabela 6** – Teste de homogeneidade de variâncias.

A ANOVA com a correcção de Welch detecta diferenças significativas entre os valores médios da força para os diferentes tipos de materiais que são utilizados,  $F(4;301,62) = 27,48$ ,  $p < 0,05$ . Ou seja, a resistência adesiva varia significativamente em função do material (Tabela 7).

|              | ESTATÍSTICA | GL1 | GL2    | SIG.   |
|--------------|-------------|-----|--------|--------|
| <b>WELCH</b> | 27,48       | 4   | 301,62 | 0,000* |

\* p < 0,05

**Tabela 7** – Anova de Welch

Estatisticamente, foram encontradas as diferenças descritas na Tabela 8:

|                       |      | Resinas Nanocerâmicas |        |        | Resina Híbrida | Controlo |
|-----------------------|------|-----------------------|--------|--------|----------------|----------|
|                       |      | S1G1                  | S1G2   | S1G3   | S2G4           | S1G5     |
| Resinas Nanocerâmicas | S1G1 | -                     | 0,000* | 0,000* | 0,126          | 0,246    |
|                       | S1G2 | 0,000*                | -      | 0,997  | 0,000*         | 0,000*   |
|                       | S1G3 | 0,000*                | 0,997  | -      | 0,000*         | 0,010    |
| Resina Híbrida        | S2G4 | 0,126                 | 0,000* | 0,000* | -              | 0,000*   |

**Tabela 8** – Comparações múltiplas das significâncias dos grupos testados.

Os resultados dos testes *post hoc*, representados na Tabela 8, indicam-nos que entre os grupos S1G1 vs S2G4, S1G1 vs S1G5 e S1G2 vs S1G3 não se detectam diferenças significativas ( $p \geq 0,05$ ) na diferença dos valores da resistência adesiva.

Desta forma, encontram-se diferenças significativas entre o grupo S1G1 quando comparado com os grupos S1G2 e S1G3, uma vez que estes últimos apresentam uma média maior (14,97 vs 23,78 MPa) e (14,97 vs 22,49 MPa), respectivamente. Entre o grupo S1G2 quando comparado com os grupos S2G4 e S1G5, dado que o grupo S1G2 apresenta uma média superior aos outros dois grupos (23,78 vs 12,71 MPa) e (23,78 vs 17,65 MPa), respectivamente. Entre o grupo S1G3 quando comparado com os grupos S2G4 e S1G5, uma vez que o grupo S1G3, apresenta uma média maior que os restantes grupos (22,49 vs 12,65 MPa) e (22,49 vs 17,65 MPa), respectivamente. Por último, também se encontram diferenças estatisticamente significativas entre o grupo S2G4 e o S1G5, sendo que o S1G5 apresenta uma média mais alta (12,65 vs 17,65 MPa).

## Análise da Fractura

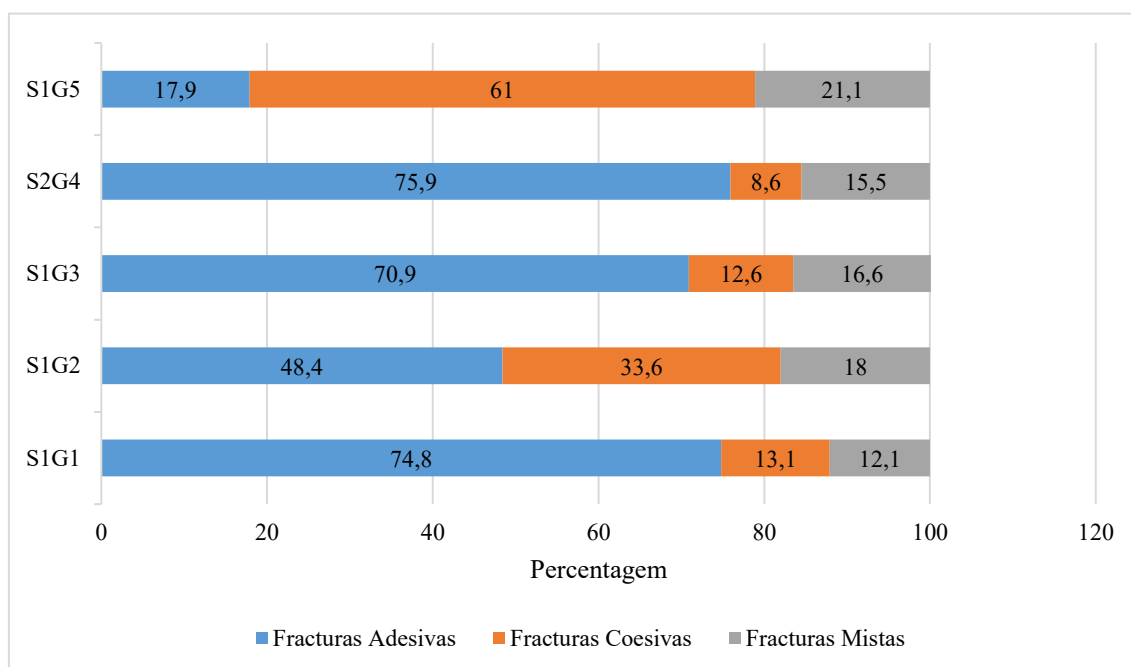
As frequências de ocorrências de fracturas, de cada tipo em cada grupo testado, foram submetidos ao teste Qui-quadrado para avaliar a possibilidade do tipo de fractura ser independente dos grupos.

|                              | Valor                | gl | Significância Assintomática (Bilateral) |
|------------------------------|----------------------|----|---|
| Qui-quadrado de Pearson      | 147,812 <sup>a</sup> | 8  | 0,000                                   |
| Razão de verossimilhança     | 159,618              | 8  | 0,000                                   |
| Associação Linear por Linear | 36,241               | 1  | 0,000                                   |
| Nº de Casos Válidos          | 625                  |    |   |

a. 0 células (0,0%) esperavam uma contagem menor que 5. A contagem mínima esperada é 17,98.

**Tabela 9** – Testes Qui-quadrado.

A estatística do teste  $Q = 147,812$ , com 8 graus de liberdade, levou à rejeição da independência ( $p < 0,05$ ). Ou seja, o tipo de fractura é dependente do bloco ( $p > 0,05$ ) (Tabela 9).



**Figura 23** – Esquematização dos tipos e percentagens de fracturas existentes em cada grupo de teste.

A posterior análise das frequências relativas leva-nos às seguintes conclusões (Figura 22):

O grupo S1G5 promove as fracturas coesivas (61% vs as restantes); os grupos S1G1, S1G3 e S2G4 promovem as fracturas adesivas (74,8%, 70,9% e 75,9% vs as restantes), respectivamente; o grupo S1G2 promove tanto fracturas adesivas como coesivas, no entanto apresenta maior incidência de fracturas adesivas (48,4% vs 33,6%), respectivamente; e as fracturas mistas são as menos comuns em qualquer um dos grupos de teste.

## **VII. Discussão**

O principal objectivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a resistência adesiva entre diferentes materiais de resina nanocerâmica, cerâmica híbrida e resina composta indirecta e a dentina, seguindo o mesmo protocolo adesivo. Para tal, foi utilizado um sistema adesivo *etch-and-rinse* de três passos e como agente de cimentação uma resina composta *flowable* com alta percentagem de carga. Para testar a resistência adesiva da dentina foi utilizado o teste de microtracção ( $\mu$ TBS), que apesar de apresentar algumas limitações, é actualmente considerado o teste mais válido e fiável para a avaliação das forças adesivas à estrutura dentária, principalmente à dentina (Garcia *et al.*, 2002; Gallusi *et al.*, 2009; Andrade *et al.*, 2010; Botta *et al.*, 2010; Lula *et al.*, 2014).

A técnica IDS tem sido muito utilizada nos últimos anos, uma vez que diversos estudos demonstram as vantagens que apresenta no aumento da resistência adesiva e na prevenção da sensibilidade pós-operatória e da infiltração de bactérias através de uma protecção imediata do órgão pulpo-dentinário. Nesta técnica, é primariamente preparada a estrutura dentária, seguida de imediato pelo selamento da dentina e por último a preparação da sua superfície para a adesão. Vários autores sugerem o polimento com pedra-pomes após o condicionamento da dentina ou a utilização do jactamento com partículas abrasivas de óxido de alumínio para a criação de rugosidades e para a remoção de resíduos de cimento provisório. No entanto, não existem dados suficientes na literatura para identificar os potenciais efeitos que estes teriam na abrasão ou na rugosidade da superfície da dentina, podendo influenciar o comportamento do processo adesivo (Falkensammer, Arnetzl, Wildburger, Krall & Freudenthaler, 2014; Qanungo *et al.*, 2016; Magne, 2005; Nobuaki *et al.*, 2015).

Cada dente foi submetido ao polimento da dentina média exposta com um disco de lixa SiC de granulação 600, durante 60 segundos, sob água corrente numa máquina polidora, para mimetizar a criação de *smear layer* (Andrade *et al.*, 2010; Falkensammer *et al.*, 2014; Magne & Nielsen, 2009).

Para o selamento imediato da dentina, foi escolhido o sistema adesivo *etch-and-rinse* de três passos Optibond™ FL (Kerr), particularmente indicado para a aplicação da técnica IDS, uma vez que é um sistema particulado, composto por partículas de carga inorgânica com a capacidade de formar uma camada uniforme e consistente, que permite a hibridação da dentina e uma adaptação aumentada a este substrato. Após a fotopolimerização do adesivo foi aplicada uma camada de glicerina líquida, com posterior fotopolimerização, com o objectivo de polimerizar a camada mais externa, inibida pelo oxigénio (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2005; Magne *et al.*, 2007).

Após este procedimento, os dentes foram armazenados em água destilada e colocados numa estufa, durante 24 horas, a 37°C de forma a simular o tempo decorrido entre consultas, necessárias para a confecção da restauração indirecta (Magne *et al.*, 2005).

O tratamento de superfície das restaurações indirectas é um factor determinante na adesão da restauração ao dente, pelo que actualmente, esta pode resultar de factores físicos, como a retenção mecânica, de factores químicos, como a aplicação de um agente silano, ou de uma combinação de ambos (Colares *et al.*, 2013; Nobuaki *et al.*, 2015).

Terminadas as 24 horas, procedeu-se ao tratamento dos blocos de resina através do jacteamento da sua superfície com partículas abrasivas com o objectivo de limpar as superfícies adesivas, aumentar a sua área de contacto e criar retenções mecânicas, que leva a uma penetração dos materiais resinosos e aumento das forças adesivas (Garshasbzadeh *et al.*, 2016; Higashi *et al.*, 2016). De seguida, a superfície foi limpa com ácido ortofosfórico e água destilada na cuba de ultrassons para remoção das partículas de alumina que permaneceram na superfície da restauração após o jacteamento (Kawaguchi, Matsumoto, Higashi, Miura, Minamino, Kabetani, Takeshige, Mine & Yatani, 2016).

Neste estudo foram utilizadas partículas de óxido de alumínio silicizadas de 30 µm do sistema Cojet™ Sand (3M-ESPE AG, Seefeld, Germany). Este sistema de revestimento com sílica tem sido utilizado para aumentar as forças adesivas das cerâmicas à resina composta, uma vez que promovem rugosidade da superfície através da abrasão e um revestimento de sílica para adesão à resina, através do agente silano, que é posteriormente aplicado na restauração. É uma reacção triboquímica que aumenta a temperatura da

superfície de contacto, conseguindo manter as partículas de sílica na superfície da cerâmica (Atsü, Çatalbas & Gelgör, 2011; Della Bona, Borba, Benetti & Cecchetti, 2007).

Segundo estudos, o ácido ortofosfórico foi utilizado unicamente para um efeito de limpeza, não interferindo com a adesão, mesmo sem a ocorrência de alterações na superfície da restauração (Duarte, Sartori & Phark, 2016; Kawaguchi *et al.*, 2016).

Apenas o grupo de cerâmica híbrida VITA Enamic, foi submetido a um duplo condicionamento ácido, com a utilização de ácido hidrofluorídrico previamente ao condicionamento com o ácido ortofosfórico. O conteúdo cerâmico do material guiou o tratamento da superfície dado que o seu conteúdo em vidro sofre uma dissolução selectiva quando exposto ao ácido, aumentando a rugosidade da superfície e promovendo uma melhor retenção micromecânica com o cimento resinoso (Campos *et al.*, 2016).

Segundo alguns estudos, o condicionamento da superfície com ácido hidrofluorídrico não produz uma retenção efectiva em cerâmicas à base de alumina e zircónia. Foi observado que a superfície das partículas de alumina não sofria alterações após o condicionamento ácido e que as forças adesivas eram inferiores aplicando ácido como tratamento das superfícies de zircónia. De acordo com Della Bona (2002), são as diferenças na microestrutura e na composição das cerâmicas que controlam o desenvolvimento das retenções micromecânicas produzidas pelo condicionamento ácido (Della Bona *et al.*, 2007).

O silano é uma molécula bifuncional, que através de uma adesão química, apresenta a capacidade de se ligar às partículas inorgânicas de sílica existentes na resina composta e às partículas orgânicas, através de um grupo organofuncional (normalmente um grupo metacrilato) que pode ser polimerizado com os monómeros da matriz do cimento de resina (Campos *et al.*, 2016; Fuentes *et al.*, 2016; Matinlinna, Heikkinen, Özcan, Lassila & Vallittu, 2006).

Os silanos diminuem a tensão superficial do substrato e aumentam a molhabilidade do compósito ao tornarem a superfície hidrofóbica com a capacidade de aderir a superfícies hidrofílicas. São muito efectivos na promoção da adesão dos materiais compostos com uma base de sílica. Desta forma, a silanização ajuda a promover a união de materiais



diferentes, assegurando uma união adequada entre estes (Campos *et al.*, 2016; Higashi *et al.*, 2016; Fuentes *et al.*, 2016; Lung & Matinlinna, 2012; Matinlinna *et al.*, 2006).

Com o objectivo de acelerar o mecanismo da interacção química entre o silano e a superfície inorgânica, a reacção pode ser catalizada através do tratamento térmico ou do tratamento ácido. O aquecimento do silano, que por sua vez também evapora o solvente, permite uma remoção das camadas externas, deixando a camada mais estável e quimicamente reactiva (Colares *et al.*, 2013; Peixoto, Batitucci, Daroz & Sampaio, 2013)

Deste modo, posteriormente à limpeza da restauração, procedeu-se à aplicação de um agente silano na sua superfície, seguido do seu aquecimento a 100°C, previamente à aplicação do adesivo que não foi polimerizado, uma vez que a sua polimerização imediata pode interferir com o assentamento final da restauração indirecta, não permitindo a sua completa inserção (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007).

Os blocos de resina foram cimentados ao dente com a resina *flowable* com alta percentagem de carga G-aenial Universal Flo (GC). Esta resina apresenta melhores propriedades mecânicas e baixa viscosidade, e tem como particularidade a alta percentagem de carga quando comparados com os restantes compósitos *flowable* (Jang *et al.*, 2015).

Num estudo de Sumino *et al.* (2013), os resultados dos desgastes da resina parecem ser dependentes do material. Os autores deduzem que os baixos resultados de desgaste obtidos por esta resina *flowable* podem ser, em parte, devido ao pequeno tamanho das suas partículas. No entanto, num estudo realizado por Jang *et al.* (2015), esta resina apresentou uma contracção de polimerização superior quando comparada com resinas convencionais e outras resinas *flowable*, revelando algumas limitações quando utilizado como alternativa aos compósitos tradicionais em zonas posteriores.

Após a cimentação dos blocos de resina nanocerâmica, cerâmica híbrida e resina composta com um peso de 750 g, removidos os excessos e o cimento ser fotopolimerizado (Campos *et al.*, 2016), os dentes foram novamente colocados em água destilada a 37°C, durante 24 horas, previamente aos testes de microtracção (Andrade *et al.*, 2010; Falkensammer *et al.*, 2014; Higashi *et al.*, 2016).

Finalizadas as 24 horas, os blocos foram seccionados com uma lâmina diamantada a baixa velocidade, em duas direcções, irrigados com água, de forma a obter palitos com uma espessura aproximada de 0,8 mm, sendo esta a principal característica para a utilização deste teste: o tamanho reduzido das amostras correlacionado com valores elevados de tensão (Andrade *et al.*, 2007; Andrade *et al.*, 2010; Gallusi *et al.*, 2009).

Os testes de resistência adesiva foram realizados numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan), através da microtracção dos palitos a uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer fractura (Campos *et al.*, 2016; Higashi *et al.*, 2016; Kawaguchi *et al.*, 2016).

Na presente investigação foi testada a resistência adesiva de diferentes materiais restauradores e a dentina, utilizando a mesma resina para cimentação. Foram comparadas as forças adesivas de três resinas nanocerâmicas: Lava Ultimate (3M), Cerasmart (GC) e BRILLINAT Crios (Coltene); uma resina híbrida, Enamic (Vita), e uma resina composta para a confecção de restaurações indirectas, GRADIA (GC); com a utilização do mesmo agente de cimentação, G-aenial Universal Flo (GC), uma resina composta *flowable* com alta percentagem de carga, seguindo o mesmo protocolo adesivo.

Neste estudo, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que a resistência adesiva varia em função do material utilizado.

Foram obtidas resistências adesivas maiores nos grupos de resina nanocerâmica Cerasmart e BRILLIANT Crios, S1G2 e S1G3, respectivamente. O menor valor de adesão foi encontrado no grupo S2G4, do Enamic; ambos com significado estatístico. Os bons resultados obtidos nas duas resinas nanocerâmicas podem ser devidos à semelhança das suas composições com a resina de cimentação *flowable*, com uma percentagem de peso de “fillers” idêntica e à base de partículas de sílica de vidros dentários.

O Enamic comporta-se mais como uma cerâmica feldspática do que como uma resina composta (Flury, Schmidt, Peutzfeldt & Lussi, 2016). A aplicação do ácido hidrofluorídrico na superfície da restauração desta resina híbrida, remove parte da matriz vítrea bem como dissolve parte do polímero (Duarte *et al.*, 2016) aumentando a predominância cerâmica do material. A resina de cimentação apresentou melhores

resultados para todos os grupos de teste, quando comparados com o grupo S2G4, do Enamic. Este menor resultado (12,17 MPa) pode ser devido ao conteúdo de polímero e de cerâmica presentes em cada tipo de bloco, podendo sugerir que a resina de cimentação é mais indicada para restaurações com predominância de material resinoso.

Quando comparadas as três resinas nanocerâmicas, o grupo S1G1, da Lava Ultimate, obteve os resultados mais baixos de resistência adesiva, com uma média de 14,97 MPa. Este resultado está de acordo com um estudo de Flury *et al.* (2016), que testa a resistência adesiva de diferentes cimentos à Lava. No entanto, são utilizados diferentes adesivos e cimentos.

Em relação ao grupo controlo, S1G5, não mostrou diferenças significativas quando comparado ao grupo S1G1, da Lava Ultimate. No entanto mostra diferenças significativas quando comparado com os restantes grupos, sendo que apresenta valores de resistência adesivas superiores ao grupo S2G5, do VITA Enamic, e valores inferiores quando comparado com os grupos S1G2 e S1G3.

A resina composta, GRADIA, utilizada como grupo controlo, foi escolhida para representar as restaurações indirectas artesanais. Este método indirecto, quando comparado com as restaurações directas, mostra melhores propriedades físicas, para além de fornecer melhores contactos interproximais, melhor anatomia oclusal e minimizar os efeitos da contracção de polimerização, uma vez que os seus incrementos são polimerizados no ambiente extra-oral (Mainjot *et al.*, 2016; Sonarkar, Purba, Singh, Podar & Yadav, 2015).

Este compósito indirecto é uma resina fotopolimerizável, micro-híbrida que contém partículas micro-finas de cerâmica pré-polimerizadas com uma matriz de UDMA, que lhe confere resistência ao desgaste, um polimento superior e elevadas forças adesivas (GRADIA, 2006; Kirmaili, Barutcugil, Harorli, Kapdan, & K, 2015; Özsoy *et al.*, 2016).

Este grupo controlo, S1G5, da GRADIA, obteve o maior número de fracturas coesivas, factor que eventualmente poderá ser explicado por ser a única resina fotopolimerizável nos grupos a serem testados. Segundo um estudo de Lawson *et al.* (2016), afirma que as resinas que são polimerizadas com alta temperatura e pressão apresentam uma resistência

à fractura superior, quando comparadas com as resinas fotopolimerizáveis. A elevada densidade destes compósitos pré-polimerizados vai reduzir o tamanho e o número de defeitos na microestrutura do compósito, levando a melhorias nas propriedades mecânicas do material. Deste modo, a elevada temperatura e pressão podem ter efeito na interacção resina/”filler” (Lawson, Bansal & Burgess, 2016).

O grupo S2G4 promove o maior número de fracturas adesivas e o menor número de fracturas coesivas, resultado que pode ser explicado devido à utilização de uma máquina de corte com uma rotação demasiado elevada para este tipo de material, levando a ocorrência de microfracturas na matriz cerâmica da resina híbrida. Deste modo, para um estudo futuro, pode ser aconselhada a utilização de um micrótomo de baixa rotação para o corte desta resina, seguindo os protocolos de corte para material cerâmico (Vieira, Araújo & Monteiro Júnior, 2004).

Quando os resultados são analisados, deve ser tido em conta que as fracturas que ocorrem clinicamente acontecem após vários ciclos de aplicação de cargas, contrastando com um estudo em laboratório onde as fracturas são induzidas por uma carga estática e única (Garcia *et al.*, 2002).

É importante referir que os resultados obtidos na presente investigação foram conseguidos através de um estudo *in vitro*, podendo apresentar tanto limitações, tal como o trabalho feito pelo operador, como também vantagens, podendo não corresponder na totalidade às condições obtidas em ambiente clínico.

## VIII. Conclusões

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, é possível concluir que:

1. Os grupos de resina nanocerâmica Cerasmart (S1G2) e BRILLIANT Crios (S1G3) obtiveram os melhores resultados de resistência adesiva;
2. O grupo de resina híbrida VITA Enamic (S2G4) obteve o pior resultado de resistência adesiva;
3. Não existem diferenças significativas entre a adesão obtida entre o grupo controlo (S1G5) de resina composta para restaurações indirectas e a resina nanocerâmica Lava Ultimate (S1G1); entre o grupo S1G1 e a resina híbrida (S2G4) e, ainda, entre os grupos de resina nanocerâmica S1G2 e S1G3;
4. Diferentes materiais nanocerâmicos apresentam valores diferentes de resistência adesiva.

A hipótese nula é, desta forma, rejeitada uma vez que foram identificadas diferenças significativas na resistência adesiva entre os diferentes materiais nanocerâmicos e a dentina.

Após a conclusão deste estudo, verificamos que é possível obter valores de resistência adesiva favoráveis para os diferentes materiais estudados, aumentando, por conseguinte, a durabilidade dos tratamentos restauradores.

## **Relevância Clínica**

Os materiais restauradores confeccionados com a tecnologia CAD/CAM apresentam propriedades mecânicas e físicas favoráveis quando comparados com os compósitos processados laboratorialmente. Por este motivo, este tipo de tecnologia tem sido utilizada com grande sucesso, levando ao seu desenvolvimento e ao aparecimento de novos materiais, como é o caso das nanocerâmicas.

Torna-se, desta forma, importante a realização de estudos *in vitro* para determinar qual o tratamento de superfície que vai resultar em maiores forças adesivas entre o cimento e a restauração CAD/CAM.

Uma vez analisados os resultados obtidos no presente estudo, é possível sugerir um protocolo adesivo específico, que permite obter valores favoráveis de adesão entre diferentes resinas nanocerâmicas, comprovando a eficácia da resistência adesiva através da utilização de uma resina *flowable* com alta percentagem de carga para cimentação dos respectivos materiais à dentina.

Para além da eficácia na cimentação, este estudo também consegue comprovar a eficácia nas propriedades adesivas de alguns protocolos para tratamento de superfícies das restaurações indirectas utilizadas.

## Perspectivas Futuras

Apesar da crescente evolução na utilização dos materiais CAD/CAM, os materiais nanocerâmicos ainda não apresentam uma grande evidência na literatura. Embora diversos estudos sobre qual o cimento mais indicado para este material estarem disponíveis, são escassas as investigações sobre qual o melhor protocolo adesivo.

Investigações futuras poderiam:

- Comparar os valores de adesão do Lava Ultimate utilizando jactamento com óxido de alumínio com partículas  $\leq 50 \mu\text{m}$ ;
- Comparar os valores de adesão do VITA Enamic sem fazer jactamento da superfície;
- Avaliar a resistência adesiva da resina *flowable* com alta percentagem de carga como agente de cimentação da dentina com diferentes materiais (inclusive outras resinas híbridas e cerâmicas), seguindo o mesmo protocolo adesivo;
- Avaliar a resistência adesiva de outros materiais com a dentina, utilizando o mesmo protocolo adesivo;
- Avaliar a resistência adesiva de diferentes materiais com a dentina, utilizando o mesmo protocolo adesivo, alterando o tipo de resina de cimentação;
- Envelhecer as amostras, tanto térmica como mecanicamente.

## **IX. Bibliografia**

- Ab-Ghani, Z., Jaafar, W., Foo, S. F., Ariffin, Z., & Mohamad, D. (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 18(5), 355.
- Andrade, A., Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J. e Grande, R. H. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science*, 18 (6), 591-8.
- Atsü, S., Çatalbaş, B., & Gelgör, I. E. (2011). Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of rebonded metal and ceramic brackets. *Journal of Applied Oral Science*, 19(3), 233-239.
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental materials journal*, 32(3), 492-501..
- Botta, A. C., Salvia, A. C. R. D., Júnior, L. N., Pavanelli, C. A., & Pagani, C. (2010). Influência de diferentes dispositivos de microtração nos valores de resistência coesiva. *Brazilian Dental Science*, 12(4).
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & Dorigo, E. D. S. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *dental materials*, 24(1), 90-101.
- Campos, F., Almeida, C. S., Rippe, M. P., de Melo, R. M., Valandro, L. F., & Bottino, M. A. (2016). Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Operative dentistry*, 41(2), 171.
- Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56(s1), 31-44.
- Carrillo, C. (2006). Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales.



- Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. R. (2012). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 21(1), 62-88.
- Carvalho, A. O., Bruzi, G., Giannini, M., & Magne, P. (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(4), 310.
- Colares, R. C. R., Neri, J. R., Souza, A. M. B. D., Pontes, K. M. D. F., Mendonca, J. S., & Santiago, S. L. (2013). Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian dental journal*, 24(4), 349-352.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
- Dalby, R., Ellakwa, A., Millar, B. e Martin, F.E. (2012). Influence of Immediate dentin sealing on the shear bond strength of pressed ceramic luted to dentin with self-etch resin cement. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1-7.
- Delbons, F. B., Perdigão, J., Araujo, E., Melo Freire, C. A., Caldas, D. D., Cardoso, J. L., ... & Lima, R. B. (2015). Randomized Clinical Trial of Four Adhesion Strategies in Posterior Restorations—18-Month Results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(2), 107-117.
- Della Bona, A., Borba, M., Benetti, P., & Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian oral research*, 21(1), 10.
- Duarte, S., Sartori, N., & Phark, J. H. (2016). Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 198-202.
- El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Mohsen, M. M., & Feilzer, A. J. (2005). Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dental materials*, 21(2), 83-93.
- Falkensammer, F., Arnetzl, G. V., Wildburger, A., Krall, C., & Freudenthaler, J. (2014). Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 204-210.
- Fecury, M. C. V., Belém, F. V., Tourinho, F. M., Penildo, C. V. S. R., & Cruz, R. A. (2007). Sistemas adesivos atuais: características físico-químicas e aplicabilidade em Odontopediatria. *Arquivo Brasileiro de Odontologia*, 144-154.

- FLURY, S., SCHMIDT, S. Z., PEUTZFELDT, A., & LUSSI, A. (2016). Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *Dental Materials Journal*, 2016-095.
- Fuentes Fuentes, M. (2004). Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Avances en Odontoestomatología*, 20(2), 79-83.
- Fuentes, M. V., Escribano, N., Baracco, B., Romero, M., & Ceballos, L. (2016). Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 8(1), e14.
- G-aenial Universal Flo – Technical Manual.
- Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M. R. e Campanella, V. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: shear and microtensile bond strength test. *Oral & Implantology*, 2 (4), 19-25.
- Garcia, F. C. P., D'Alpino, P. H. P., Terada, R. S. S., & Carvalho, R. M. D. (2002). Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. *Rev. Fac. Odontol. Bauru*, 10(3), 118-127.
- Garshasbzadeh, N. Z., Mirzaie, M., Yassini, E., Shahabi, S., Benedicenti, S., Angiero, F., & Chiniforush, N. (2016). Microtensile strength of resin cement bond to indirect composite treated by different output powers of Er: YAG laser. *Microscopy research and technique*.
- Ghiggi, P. C., Steiger, A. K., Marcondes, M. L., Mota, E. G., & Burnett, L. H. (2014). Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials?. *European journal of dentistry*, 8(3), 366.
- Gilbert, S., Keul, C., Roos, M., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2016). Bonding between CAD/CAM resin and resin composite cements dependent on bonding agents: three different in vitro test methods. *Clinical oral investigations*, 20(2), 227-236.
- Gillespie, G. (2011). Immediate dentin sealing: increasing long-term predictability of indirect restorations. *Canadian Journal of Restorative Dentistry & Prosthodontics*, 4(1), 14-19.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Frontiers in bioscience (Elite edition)*, 3, 711.

GRADIA DIRECT Technical Manual version 1.12, March 2006, 1/34.

GRADIA DIRECT, Leuven, June 2016, 1/1.

Higashi, M., Matsumoto, M., Kawaguchi, A., Miura, J., Minamino, T., Kabetani, T., ... & Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dental materials journal*, 35(1), 21-28.

JANG, J. H., LEE, M. G., WOO, S. U., LEE, C. O., YI, J. K., & KIM, D. S. (2016). Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dental Materials Journal*, 35(4), 606-612.

Jang, J. H., Park, S. H., & Hwang, I. N. (2015). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative dentistry*, 40(2), 172.

Kawaguchi, A., Matsumoto, M., Higashi, M., Miura, J., Minamino, T., Kabetani, T., ... & Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning. *Dental materials journal*, 35(1), 29-36.

Kinney, J. H., Balooch, M., Marshall, S. J., Marshall, G. W., & Weihs, T. P. (1996). Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular human dentin. *Journal of biomechanical engineering*, 118(1), 133-135.

Kirmali, O., Barutcuğil, C., Harorli, O., Kapdan, A., & Er, K. (2015). Resin cement to indirect composite resin bonding: Effect of various surface treatments. *Scanning*, 37(2), 89-94.

Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*.

Leesungbok, R., Lee, S. M., Park, S. J., Lee, S. W., Lee, D. Y., Im, B. J., & Ahn, S. J. (2015). The effect of IDS (immediate dentin sealing) on dentin bond strength under various thermocycling periods. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(3), 224-232.

Love, R. M. (2004). Invasion of dentinal tubules by root canal bacteria. *Endodontic Topics*, 9(1), 52-65.

- Lula, E., Leite, T., Alves, C., Santana, I., Almeida A. e Costa, J. (2014). Parameters that influence microtensile bond testing of adhesive systems. *Rev Gaúcha Odontol*, 62(1), 65-70.
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials*, 28(5), 467-477.
- Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 144-154.
- Magne, P., Kim, T.H., Cascione, D. e Donovan, T.E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6), 511-9.
- Magne, P., & Nielsen, B. (2009). Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(5), 298-305.
- Magne, P., So, W.S. e Cascione, D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 166-174.
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of dental research*, 95(5), 487-495.
- Mjör, I. A. (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian dental journal*, 20(1), 3-16.
- Marshall, G. W., Marshall, S. J., Kinney, J. H., & Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry*, 25(6), 441-458.
- Martins G.C., Franco A.P.G.O., Godoy E.P., Maluf D.R., Gomes J.C. e Gomes O.M.M. (2008). Adesivos dentinários. *RGO*, 56(4), 429-436.
- Matinlinna, J. P., Heikkinen, T., Özcan, M., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dental Materials*, 22(9), 824-831.
- Nobuaki, A., Keiichi, Y., & Takashi, S. (2015). Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 23(6), 629-636.

- de Oliveira, N. A., Diniz, L. S. M., da Rocha Svizero, N., D'Alpino, P. H. P., & Pegoraro, C. A. C. C. (2010). Sistemas adesivos: Conceitos atuais e aplicações clínicas. *Revista Dentística on line-ano*, 9(19).
- Özsoy, A., Kuşdemir, M., Öztürk-Bozkurt, F., Toz Akalın, T., & Özcan, M. (2016). Clinical performance of indirect composite onlays and overlays: 2-year follow up. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30(16), 1808-1818.
- Peampring, C. (2014). Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(5), 423.
- Peixoto, F., Batitucci, E., Daroz, C. B. S., & Sampaio, F. (2013). Silane heat treatment to improve cementation of ceramic dental restorations. *Cerâmica*, 59(351), 460-465.
- Perdigão, J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357.
- Perdigão, J., Swift, E.J. e Walter, R. (2013). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. In H. O. Heymann, E. Swift, Jr. e A. Ritter, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6th Ed., (pp.114-140). Riverport Lane, St. Louis, Missouri, EUA: Elsevier Mosby.
- Perugia, C., Ferraro, E., & Docimo, R. (2013). Immediate dentin sealing in indirect restorations of dental fractures in paediatric dentistry. *Eur J Paediatr Dent*, 14(2), 146-149.
- Product Guideline – BRILLIANT Crios.
- Qanungo, A., Aras, M. A., Chitre, V., Mysore, A., Amin, B., & Daswani, S. R. (2016). Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *Journal of prosthodontic research*.
- Reis, A. F., Pereira, P. N. R., & Giannini, M. (2007). SISTEMAS ADESIVOS- ATUALIDADES E PERSPECTIVAS. MACEDO, MCS; BALDACCI FILHO, R. Organizadores. *Procedimentos Odontológicos*. São Paulo, 85-116.
- Silva e Souza Junior, M.H., Carneiro, K.G.K., Lobato, M.F., Silva e Souza, P.A.R. e Goes, M.F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use, *J. Appl. Oral Sci.*, 18(3), 207-214.
- Simon, S., Lumley, P. J., Cooper, P. R., Berdal, A., Machtou, P., & Smith, A. J. (2010). Trauma and dentinogenesis: a case report. *Journal of endodontics*, 36(2), 342-344.

- Sonarkar, S., Purba, R., Singh, S., Podar, R., & Yadav, S. (2015). A new horizon for tooth colored restorations using SR Adoro system—A case report. *International Journal of Biomedical Research*, 6(9), 749-752.
- Spohr, A. M., Borges, G. A., & Platt, J. A. (2013). Thickness of immediate dentin sealing materials and its effect on the fracture load of a reinforced all-ceramic crown. *European journal of dentistry*, 7(4), 474.
- Stavridakis, M.M., Krejci, I. e Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*, 30(6), 747–57.
- Stawarczyk, B., Krawczuk, A., & Ilie, N. (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical oral investigations*, 19(2), 299-308.
- Stawarczyk, B., Stich, N., Eichberger, M., Edelhoff, D., Roos, M., Gernet, W., & Keul, C. (2014). Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dental Materials*, 30(3), 334-342.
- Sumino, N., Tsubota, K., Takamizawa, T., Shiratsuchi, K., Miyazaki, M., & Latta, M. A. (2013). Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 820-827.
- Swift, E. J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5), 456-461.
- Vaidyanathan, T. K., & Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88(2), 558-578.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, 28(3), 215.
- Vieira, L. C. C., Araújo, É., & Monteiro Júnior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13(1), 28-35.

- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296-308.
- THANARATIKUL, B., SANTIWONG, B., & HARNIRATTISAI, C. (2016). Self-etch or etch-and-rinse mode did not affect the microshear bond strength of a universal adhesive to primary dentin. *Dental materials journal*, 35(2), 174-179.

## **X. Anexos**

### **Anexo 1 – Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM.**

